

Aus der Klinik für Kleintierchirurgie  
der Vetsuisse-Fakultät Universität Zürich  
(Prof. Dr. Pierre M. Montavon)

---

Arbeit unter der Leitung von Dr. med. vet. ECVS Daniel Koch

# Entwicklung und Beurteilung einer Methode zur goniometrischen Bestimmung von Gelenkwinkeln an der Hintergliedmaße des Hundes

**Inaugural-Dissertation**  
zur Erlangung der Doktorwürde  
der Vetsuisse-Fakultät Universität Zürich

Vorgelegt von  
**Danielle Radmer**  
Tierärztin aus Rottach-Egern, Deutschland

Genehmigt auf Antrag von  
Prof. Dr. Pierre M. Montavon, Referent  
Prof. Dr. Alois Boos, Korreferent

Zürich 2005

**Für Wuschel und Mam**

# INHALTSVERZEICHNIS

1	ZUSAMMENFASSUNG	6
2	SUMMARY	7
3	EINLEITUNG UND ZIELSETZUNG	8
4	LITERATURÜBERSICHT	10
4.1	Die Winkelmessung in der Humanmedizin	10
4.1.1	Die geschichtlichen Hintergründe	10
4.1.2	Der individuelle Untersucher als Fehlerquelle	13
4.1.3	Der gegenwärtige Stand der Forschung	14
4.1.4	Die Bewegungsdiagramm- Theorie	15
4.2	Die Winkelmessung in der Tiermedizin	16
5	MATERIAL UND METHODIK	19
5.1	Material	19
5.1.1	Messinstrumente	19
5.1.1.1	Allgemeine Daten und Nomenklatur	19
5.1.1.2	Beschreibung der Goniometer	20
5.1.1.2.1	Typ I	20
5.1.1.2.2	Typ II	21
5.1.1.2.3	Typ III	21
5.1.1.2.4	Typ IV	22
5.1.2	Patientengut	23
5.2	Methodik	25
5.2.1	Messtechnik	25
5.2.1.1	Definitionen	25
5.2.1.1.1	Anatomische Referenzpunkte	25
5.2.1.1.2	Neutral-Linie	26
5.2.1.2	Vorbereitung des Patienten	27
5.2.1.3	Anlegen des Messprotokolls und Details der Umsetzung	27
5.2.1.4	Notation der Messergebnisse	28
5.2.1.5	Beschreibung des Messvorganges	29
5.2.1.5.1	Extension und Flexion des Hüftgelenkes	29
5.2.1.5.2	Abduktion des Hüftgelenkes	31
5.2.1.5.3	Rotation des Hüftgelenkes	36
5.2.1.5.4	Extension und Flexion des Kniegelenkes	38
5.2.1.5.5	Rotation des Kniegelenkes	41
5.2.1.5.6	Extension und Flexion des Sprunggelenkes	44
5.2.2	Statistische Methoden	47
6	ERGEBNISSE	49
7	DISKUSSION	63
7.1	Modifikation der AO Neutral- 0Methode	63
7.1.1	Die Knochenpunkte	63

7.1.2	Die Neutral-Linie	64
7.1.3	Festlegung der Winkelung der umliegenden Gelenke	64
7.1.4	Das Messprotokoll	65
7.1.5	Die Notation	67
7.1.6	Entwicklung der Goniometer Typen	67
7.1.7	Der Lernprozess	68
7.2	Patientengut	70
7.3	Diskussion der Ergebnisse	71
7.4	Identifikation der Fehlerquellen	74
7.5	Konsequenzen für zukünftige Messungen und Anwendungs-Bereiche	75
8	LITERATURNACHWEIS	77
9	ANHANG	80
10	DANKSAGUNG	85



## Definitionen und Übersetzungen

Abduktion:	Wegführen von der Medianebene des Körpers
Extension:	Streckung einer Gliedmasse in einem Gelenk
Flexion:	Beugung einer Gliedmasse in einem Gelenk
Range of motion:	Beweglichkeitsspanne
Rotation:	Drehbewegung des Gelenkes
Rater:	Untersucher
Intra-Rater:	Vergleich der verschiedenen Messergebnisse eines Untersuchers
Inter-Rater:	Vergleich der Messergebnisse von verschiedenen Untersuchern

## Abkürzungsverzeichnis

AkS:	Aktionsschenkel
HGExt:	Streckung des Hüftgelenkes
HGFlex:	Beugung des Hüftgelenkes
HGAbdIKW:	Abduktion des Hüftgelenkes/Individueller Korrekturwinkel
HGAbd <sub>gem.</sub> :	Abduktion des Hüftgelenkes- gemessener Winkel
HGAbd <sub>kor.</sub> :	Abduktion des Hüftgelenkes- korrigierter Winkel
HGRotExo:	Exorotation des Hüftgelenkes
HGRotEndo:	Endorotation des Hüftgelenkes
KGExt:	Streckung des Kniegelenkes
KGFlex:	Beugung des Kniegelenkes
KGRotExo:	Exorotation des Kniegelenkes
KGRotEndo:	Endorotation des Kniegelenkes
ML:	Mittellinie
RfS:	Referenzschenkel
O:	Drehpunkt
NL:	Neutral- Linie

# 1 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die AO Neutral-0 Methode der Human-Physiotherapie so zu modifizieren, dass sie auf den Hund anwendbar war und diese Modifikation auf Alltagstauglichkeit und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu überprüfen. Die Original-Methode wurde hinsichtlich der Bestimmung anatomischer Referenzpunkten zur Goniometer-Platzierung, der Entwicklung einer Neutral-Linie als Ausgangsgerade und der Festlegung von benachbarten Gelenkwinkeln, überarbeitet. Zudem wurden die Mess-Instrumente den Bedürfnissen angepasst.

An 60 Hunden unterschiedlicher Rassen wurden Hüft-, Knie- und Sprunggelenk-Extension und -Flexion, Hüftgelenk-Abduktion und Hüft- und Kniegelenk-Rotationen goniometrisch bestimmt. Die Untersucher umfassten den erfahrenen Physiotherapeuten als Rater 1 und die Doktorandin als Rater 2. Die Wiederholungen jedes einzelnen Untersuchers untereinander (Intra-Rater) und die Resultate der Rater gegeneinander (Inter-Rater) wurden verglichen.

Die modifizierte Methode überzeugte hinsichtlich der Alltagstauglichkeit. Die Intra-Rater Resultate waren reproduzierbar, zukünftige Messungen lassen minimale Abweichungen ( $3-10^\circ$ ) erwarten. Die Inter-Rater Ergebnisse waren nicht reproduzierbar, zukünftige Abweichungen liegen zwischen  $9^\circ$  und  $17^\circ$ .

Die modifizierte AO Neutral-0 Methode kann zur Anwendung am Hund empfohlen werden, wenn ein und derselbe Untersucher die Messungen durchführt. Bei mehreren Personen müssen deutliche Abweichungen mit einkalkuliert werden.

## 2 Summary

The aim of this study was to modify the AO neutral-0 method, commonly used in human physiotherapy, to make it applicable to the dog. The modified technique was tested regarding its reproducibility and suitability for daily use. Modifications of the original method included the introduction of anatomic landmarks as mean of orientation, the development of a neutral-line as measurement-base-line and the determination of the angles of the surrounding joints. Also the measuring-tool was adapted to the requirements.

The extension and flexion of hip-, knee-, and hock-joint, the abduction of hip joint and the rotation of hip- and knee-joint were goniometrically evaluated. The examiners were rater 1, an experienced physiotherapist and rater 2, the author. The results of repetitive measurements of the single rater (intra-rater values) and of measurements by different raters (inter-rater values) were compared.

The modified AO neutral-0 method could easily be integrated in the daily schedule. The results obtained by one examiner (intra-rater) proved to be reproducible, for future measurements minimal divergences ( $3\text{-}10^\circ$ ) should be anticipated. The results of alternative raters (inter-rater) showed no reproducibility, the expected divergences ranged from  $9$  to  $17^\circ$ .

Generally, the modified AO neutral-0 method can be recommended for the use in dogs, if one person performs the measurements. When deploying multiple examiners, considerable divergences of the results must be taken into account.

### 3 Einleitung und Zielsetzung

Im August 1948 stellten die Physiotherapeuten Dorinson und Wagner in einer Ausgabe der „Archives of Physical Medicine“ fest, dass in der Goniometrie trotz absoluter Notwendigkeit „bis zum heutigen Tag keine einheitlichen Grundsätze in Bezug auf die Nomenklatur der Bewegungsabläufe oder deren Dokumentation existieren; überdies herrscht eine allgemeine Verwirrung bezüglich des so genannten Neutral-Punktes, welcher als Ausgangspunkt der Messung dient“ (Dorinson und Wagner, 1948). Trotz unterschiedlichster Ansätze und Modelle war es bis dahin noch nicht gelungen, ein einheitliches Gelenkwinkel-Messsystem zu etablieren. Und das, obwohl die Goniometrie eine Schlüssel-Rolle in der medizinischen Diagnostik der Nachkriegszeit spielte. Es sollte noch weitere 23 Jahre dauern bis sich eine international anerkannte Gelenkwinkel-Messmethode in der Humanphysiotherapie und -orthopädie durchsetzen konnte.

Gelenkserkrankungen, ob traumatischer oder degenerativer Natur, gehen mit einer Einschränkung der physiologischen Gelenkmobilität einher. Mittels eines standardisierten Mess-Systems kann ein Therapeut die Einschränkung objektiv erfassen und dokumentieren. Aufgrund der Uniformität der Messung wird es überdies möglich, sich an einen Kollegen zu wenden und, basierend auf den gemessenen Resultaten, den Fall zu erörtern. Durch periodische Messwiederholungen kann die initiierte Therapie auf ihre Effektivität geprüft und gegebenenfalls verändert werden.

Im Jahre 1971 veröffentlichte die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese (AO) in Form eines Bulletins die Neutral-0 Methode (Debrunner, 1971). Diese Beschreibung der Gelenkwinkelmessung ist bis heute das international verwendete Standardwerk für alle medizinischen Berufsgruppen, die sich mit dem menschlichen Bewegungsapparat beschäftigen.

Genau genommen steht die Tiermedizin heute in der Goniometrie dort, wo die Humanmedizin sich vor gut 30 Jahren befand. Analog gibt es verschiedene Ansätze zur Lösung des Problems. Und analog hat sich keine der Lösungen bis dato tatsächlich durchgesetzt. Und das, obwohl, ebenfalls analog, ein wachsender Bedarf an der Ermittlung von reproduzierbaren Werten der Gelenkbeweglichkeit besteht.

Die Physiotherapie nimmt eine zunehmend wichtigere Rolle in der Kleintiermedizin ein, sei es als adjuvante Behandlung in der postoperativen Rekonvaleszenzphase oder als Langzeit-Therapie bei chronisch-degenerativen Erkrankungen der Gelenke. Auch Chirurgen lernen den Nutzen der goniometrischen Messungen schätzen, sei es bei der Therapie gelenksbeteiligter Frakturen oder bei der Einschätzung chronischer Mobilitätseinschränkungen.

Das Ziel dieser Untersuchung war es, basierend auf den Prinzipien der AO Neutral-0 Methode, eine uniforme und standardisierte Messmethode zur Erfassung der Gelenkbeweglichkeit zu entwickeln und diese anschließend auf Reproduzierbarkeit und klinische Validität an der Hintergliedmasse des Hundes zu prüfen.

## **4 Literaturübersicht**

### **4.1 Die Winkelmessung in der Humanmedizin**

#### **4.1.1 Die geschichtlichen Hintergründe**

Die erste Hälfte des 20. Jahrhunderts bescherte der Goniometrie eine traurige Popularität. Das enorme Bedürfnis der Menschen nach medizinischer Versorgung, bedingt durch die Weltkriege und deren direkten (Kriegsverletzungen) und indirekten (mangelnde Versorgung auf allen Ebenen, starke körperliche Forderung im Nachkriegs-Aufbau) Konsequenzen, zwang die medizinische Entwicklung in eine Feuertaupe.

Durch die Gelenkwinkelmessung ließ sich nicht nur die Pathophysiologie eines Gelenkes genau einstufen, sondern sie ermöglichte dem Therapeuten zudem eine Kontrolle seines Behandlungsverlaufes und gegebenenfalls die Bestimmung des Endpunktes der Therapie.

Nach verschiedensten Ansätzen bezüglich des verwendeten Instrumentes und der angewandten Messtechnik (Moore, 1949a, b; Salter, 1955) wurde klar, dass auch die akkurateste Messung nur sinnvoll war, wenn sie wiederholbar und unter einheitlichen Kriterien durchgeführt wurde: „Um von klinischem Nutzen zu sein, müssen die Methoden und Beobachtungen einem allgemeinen Vergleich unterworfen werden. Viele erkennen an, dass die Positionierung des Patienten und des Messinstrumentes standardisiert werden müssen, aber nur wenige haben dies deutlich und in vollem Umfang für das Messprotokoll gefordert“ (Moore, 1949a)

Die Art der Ergebnis-Dokumentation sorgte aufgrund der individuellen Variation für Verwirrung. Die Möglichkeiten reichten von anatomischen Skizzen (Cleveland, 1918; Nutter, 1919a, b; Cave und Roberts, 1936) über Tabellen (Hewitt, 1928; Dorinson und Wagner, 1948; Debrunner, 1971) und Graphen (Moore, 1949a) bis hin zur photographischen Dokumentation (Wilson und Stasch, 1945; Salter, 1955). Auch die verwendete anatomische Nomenklatur und die Beschreibung der ausgeführten Bewegungen waren sehr verschieden. Dementsprechend forderte Salter in einer Ausgabe des „Journal of Bone Joint Surgery“: „Um Gültigkeit zu haben, müssen die Aufzeichnungen einheitlich und wenn möglich selbsterklärend sein“ (1955).

Des Weiteren herrschte Unklarheit bezüglich des neutralen Punktes, von dem der gemessene Winkel seinen Ursprung nehmen sollte. Und so maßen einige Therapeuten von einer 90° Grad Winkelung ausgehend (Dorinson und Wagner, 1948), andere bevorzugten die anatomische Position (Cave und Roberts, 1936; West, 1945; Hellebrandt et al., 1949; Debrunner, 1971) und wieder andere definierten die Ausgangslage für jede Messung neu (Cave und Roberts, 1936). Zu Beginn des letzten Jahrhunderts machten Autoren nur partielle oder auch gar keine Angaben bezüglich der Neutralposition (Cleveland, 1918; Clark, 1920; Rosen, 1922).

Viele Therapeuten erkannten bereits früh die Bedeutung der Bewegungsachsen der Gliedmaße und des Gelenksmittelpunktes für eine korrekte und effektive Platzierung des Goniometers (Rosen, 1922; Cobe, 1928; West, 1945; Hellebrandt et al., 1949; Szulc et al., 2000). Der Drehpunkt des Universalgoniometers sollte möglichst deckungsgleich mit dem Gelenksmittelpunkt liegen. Die Bestimmung eben dieses Punktes erfolgte bei einigen Autoren sekundär durch die Platzierung der beiden Schenkel entlang der Bewegungsachsen (Moore, 1949b), während andere sich bereits auf eine anatomische Struktur festlegten (West, 1945; Hellebrandt et al., 1949; Moore, 1949a; Müller, 1970), wohl wissend, dass eine eindimensionale Struktur der Komplexität der meisten Gelenke nur bedingt gerecht werden würde.

Je länger die Goniometrie angewandt und validiert wurde, umso klarer zeigte es sich, dass das sogenannte Universalgoniometer, ob mit einem oder zwei beweglichen Schenkeln, der gebräuchlichste Typ war. Bereits 1949 war ein solches Instrument in durchsichtigem Plastik erhältlich (Moore, 1949a). Spezielle gelenksspezifische Goniometer stellten in erster Linie Versuche dar, Problemgelenke, also solche, die über eine komplexere Bewegungsmechanik verfügten, wie beispielsweise das Schultergelenk oder die Fingergelenke, sicherer ausmessen zu können (Hellebrandt et al., 1949; Moore, 1949a). Sie besitzen so teilweise bis in die nähere Gegenwart eine Daseinsberechtigung (Hamilton und Lachenbruch, 1968).

Den Bemühungen, eine einheitliche Messtechnik zu finden, liegt eine Erkenntnis zugrunde: die Genauigkeit der Resultate scheint direkt proportional zu dem Maß an Standardisierung der Technik. Oder wie Gajdosik und Bohannon es formulierten: „dass selbst komplexe Bewegungen verlässlich gemessen werden können, wenn die Messvorgänge streng überwacht werden“ (1987).

Fish und Wingate untersuchten goniometrische Messungen des Ellbogens und machten in einem dreigeteilten Versuchsaufbau deutlich, wie einheitlich die

Streuung der Ergebnisse mit abnehmender Standardisierung der Messtechnik zunahm (Fish und Wingate, 1985).

Vereinzelte Autoren beleuchteten eine Anzahl externer Faktoren hinsichtlich ihres Potentials als mögliche Fehlerquellen. Umweltfaktoren wie Temperatur, Luftfeuchtigkeit oder Luftdruck (Salter, 1955; Lin, 2003; Sawyer et al., 2003), psychologische Komponenten wie Motivation und Konzentration des Patienten (Salter, 1955) und Schmerzzustände (Salter, 1955; Hamilton und Lachenbruch, 1968; Grohmann, 1983) schienen einen geringen Einfluss auf die Verlässlichkeit der Messergebnisse zu haben. Pathologische Veränderungen der Gelenksstrukturen, wie etwa Ödeme oder Fehlstellungen (Hamilton und Lachenbruch, 1968; Grohmann, 1983), erschwerten die korrekte Platzierung des Messinstrumentes und produzierten so unzuverlässige Resultate. Ebenso waren viele Autoren sich über die Existenz von sogenannten Problemgelenken einig, aber über die tatsächliche Identifikation dieser schwer auszumessenden Gelenke gingen die Meinungen dann auseinander (Hellebrandt et al., 1949; Low, 1976; Boone et al., 1978; Rothstein et al., 1983; Fish und Wingate, 1985). Es wurde mehrfach über eine bestehende zirkadiane Rhythmik und deren Einfluss auf die Gelenkmobilität spekuliert (Mitchell et al., 1957; Wright, 1959), eine These, die letztendlich aber nicht bewiesen werden konnte.

Eine ähnliche Divergenz konnte bei der Studie von Untersuchungen über den Einfluss von Aufwärmübungen, Massage oder Dehnungen auf die Messergebnisse beobachtet werden. Atha und Wheatley postulierten einen mobilisierenden Effekt von wiederholt durchgeführten Gelenkwinkelmessungen (1976). Ihrer Meinung nach war dieser Effekt anfangs direkt proportional zur Anzahl der Wiederholungen. Nach acht bis zehn Mess-Sets wurde eine Plateauphase erreicht, welche mehr als 24 Stunden anhielt.

Wiktorsson-Moller et al. verglichen den Effekt von Aufwärmtraining, Massage und Dehnungsübungen auf die Gelenksbeweglichkeit der unteren Extremitäten (Wiktorsson-Moller et al., 1983). Das reine Aufwärmprogramm, welches aus 15 Minuten Fahrradfahren bei mittlerer Intensität bestand, zeigte allein bei der Sprunggelenk-Dorsoflexion eine erhöhte Mobilität. Massage blieb vollständig ohne Effekt, wohingegen die Dehnungs-Übungen eine deutliche Erhöhung der Beweglichkeit aller Gelenke produzierten.

Hubley et al. verglichen ebenso reines Aufwärmen mit Dehnungsübungen und kamen zu dem Schluss, dass beide Methoden gleichermaßen die Flexibilität erhöhten (Hubley et al., 1984). Ihre Messungen beschränkten sich auf die Streckung und Beugung des Hüftgelenkes. Zudem beobachteten die Autoren den



Erhalt der Flexibilitätzunahme für mindestens 15 Minuten, sie schlossen eine verlängerte Periode jedoch nicht aus.

Stewart und Sleivert maßen mit Hilfe eines digitalen Inklinometers die Gelenkwinkel der unteren Extremitäten von neun Rugby-Spielern (Stewart und Sleivert, 1998). Sie stellten sich die Frage, ob ein Aufwärmtraining als Verletzungsprophylaxe generell gerechtfertigt sei und in welcher Intensität optimalerweise trainiert werden solle, auch im Hinblick auf eine verbesserte Leistung. Die Intensität der erreichten Verbesserung der Beweglichkeitsspanne variierte sehr stark zwischen verschiedenen Gelenken. Stewart erklärte den Effekt folgendermaßen: „Sowohl Dehnungsübungen als auch ein dynamisches Aufwärmprogramm vermögen die Beweglichkeitsspanne eines Gelenkes stark zu verändern. Dieser Effekt lässt sich in erster Linie auf eine erhöhte muskuläre Temperatur und Bindegewebs-Elastizität zurückführen, wodurch der Muskel weiter gedehnt werden kann.“

#### **4.1.2 Der individuelle Untersucher als Fehlerquelle**

Bereits in den Anfängen der Goniometrie wurde in der messenden Person eine der Hauptfehlerquellen vermutet. Zahlreiche Untersuchungen in den unterschiedlichsten Konstellationen versuchten den Grad der Verlässlichkeit dieser menschlichen Konstante zu bestimmen.

Hellebrandt et al. beschäftigten sich mit eben dieser Frage und erstellten einen Versuchsaufbau, der die Intra-Tester-Variabilität untersuchen sollte (1949). Schon hier wurde deutlich, dass die messende Person in der Lage war, Ergebnisse zu duplizieren oder zumindest bei der Wiederholung ein sehr dicht an dem ursprünglichen Wert gelegenes Ergebnis zu produzieren. Dennoch stellte sich ebenso heraus, dass die Werte mit zunehmender Erfahrung der messenden Person kongruenter wurden. So riet der Autor zu der ausschließlichen Messung durch einen einzigen Therapeuten - eine Meinung, der sich andere anschlossen (Hamilton und Lachenbruch, 1968). Im Jahr 1975 stellten Mitchell et al. Messungen von Kniegelenken an und untersuchten die Resultate sowohl auf Intra- als auch Inter-Tester Variation (Mitchell et al., 1957). Obwohl die messenden Personen über keinerlei Vorkenntnisse im Umgang mit dem Goniometer verfügten, ließen sich in beiden Sparten einheitliche Resultate erreichen. Auch Grohmann, der Ellbogengelenke ausmaß, stellte keine markanten Unterschiede in der Intertester-Untersuchung fest - vorausgesetzt,

man folge einem akkurat festgesetzten Messprotokoll (Grohmann, 1983). In den nachfolgenden Jahren wurden diese positiven Resultate allerdings mehrfach widerlegt. Eine Reihe von Autoren stimmten darin überein, dass die Intra-Tester-Ergebnisse um ein Vielfaches verlässlicher seien, als die Inter-Tester-Resultate (Hamilton und Lachenbruch, 1968; Low, 1976; Boone et al., 1978; Rothstein et al., 1983; Gajdosik und Bohannon, 1987).

#### **4.1.3 Der gegenwärtige Stand der Forschung**

Von allen Versuchen, eine einheitlich gebräuchliche Messtechnik zu entwerfen, die es auch Laien ermöglicht, konstante und repräsentative Ergebnisse zu erzielen, hat sich ein Ansatz durchgesetzt und internationale Anwendung gefunden. Durch Cave and Roberts erstmalig formuliert (1936), von Müller in modifizierter Form unter der Bezeichnung Null-Durchgangsmethode veröffentlicht (1970), erlangte die Technik aber erst 1971 in einem AO-Bulletin den notwendigen Bekanntheits- bzw. Verbreitungsgrad, nun als Neutral-0 Methode bezeichnet (Debrunner, 1971). Basierend auf den bestehenden Prinzipien überarbeiteten Ryf und Weymann im Jahre 1999 Debrunners Werk und schufen ein praktikables Lehrbuch und Nachschlagewerk auf modernem Niveau (Ryf und Weymann, 1999). Darin ist die Neutralstellung, d.h. die Ausgangsposition eines Gelenkes zu Beginn der Messung, durch die anatomische Normalstellung des Patienten definiert: „Aufrechter Stand, hängende Arme, Daumen nach ventral gehalten, die funktionelle Fußlängsachse parallel und hüftbreit auseinander, Blick nach vorne“. Ausgehend von dieser individuellen, aber dennoch standardisierten Ausgangslage, werden anschließend die passive und aktive Gelenkbeweglichkeit mit einem Universalgoniometer gemessen. Dabei werden die Längsachsen von benachbarten Körperabschnitten zueinander als Richtlinien für die Platzierung des Messinstrumentes verwendet oder in manchen Fällen gedachte horizontale oder vertikale Linien zu Hilfe genommen. Die Standardisierung setzt sich in einer konformen Dokumentationsweise fort: jede Bewegung und die entsprechende Gegenbewegung werden in drei Zahlen ausgedrückt. Zwei Werte beinhalten die gemessenen Maximalwerte. Die Position des dritten Wertes weist auf eine mögliche Einschränkung der Beweglichkeit hin: wurde die Neutral-Stellung während der Messung passiert, findet sich die Null zwischen den beiden Endausschlägen. Konnte die Neutralstellung nicht erreicht werden, so steht die Null am jeweiligen Ende der Zahlenkombination. Dieses

Prinzip entspricht der sogenannten Nulldurchgangsmethode und hat den Vorteil, dass eine Verwendung von verwirrenden Minuszeichen bei einer Beweglichkeitseinschränkung in der Notation nicht mehr notwendig ist, wie das bei der ursprünglichen Methode von Cave noch der Fall war (1936).

In der Humanmedizin entspricht die AO Neutral-0 Methode „am besten dem Bedürfnis nach einer einfachen, einheitlichen, konsequent durchgeführten und gut verständlichen Meßmethode“ (Debrunner, 1971) - und das heute, wie vor 30 Jahren.

#### 4.1.4 Die Bewegungsdiagramm-Theorie

Maitland stellte in seinem Buch „Vertebral Manipulation“ Untersuchungen der Gelenksmobilität an und versuchte die Beobachtungen und ermittelten Werte graphisch darzustellen (Maitland, 1991).

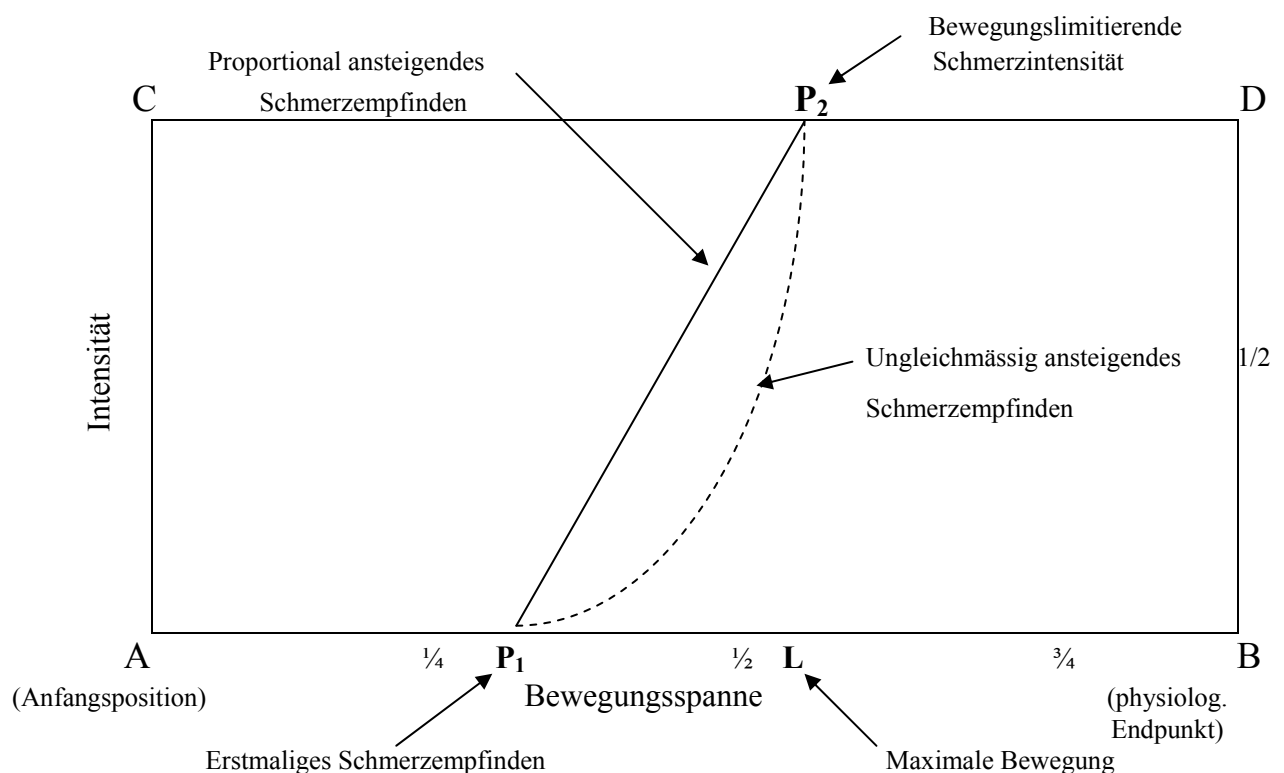


Abb. 1: Darstellung eines vollständigen Bewegungsdiagramms nach der Bewegungsdiagramm Theorie von Maitland unter dem Betrachtungsaspekt des Schmerzes (P, Pain; P<sub>1</sub> = Punkt der ersten Schmerzempfindung innerhalb der gemessenen Bewegungsspanne. L = Endpunkt der Bewegungsspanne. P<sub>2</sub> = Komponente, welche den Bewegungsradius beschränkt, in diesem Fall der Schmerz, vertikal über L notiert, wobei A = kein Schmerzempfinden und C = maximales Schmerzempfinden). Beispiel für proportional zum Bewegungsradius ansteigende Schmerzintensität (durchgezogene Linie) und für ungleichmässig ansteigende Schmerzintensität (gestrichelte Kurve).

Der Autor zerlegte mittels eines Diagramms eine Bewegung in verschiedene Komponenten und stellte so die Bewegung und gegebenenfalls ihre Einschränkung dar. Die Komponenten umfassten Schmerz (pain, P), Widerstand ohne Krampf (spasm-free resistance, R) und Krampf (spasm, S).

Das erste Anzeichen von Schmerz während einer ausgeführten Bewegung wurde im Diagramm notiert ( $P_1$ ). Von dort wurde die Bewegung weitergeführt bis zum Maximalpunkt (L). Dieser wurde nachfolgend näher charakterisiert. So konnte beispielsweise, trotz einer Schmerzphase in einem früheren Abschnitt der Mobilisation, der Endpunkt durch eine andere Qualität, wie z.B. degenerative Gelenksveränderungen (Widerstand ohne Krampf) bedingt sein. Der Autor unterschied zudem zwischen dem Muskelkrampf, der als Schutzmechanismus bei Gelenkspathologien zu verstehen und vom Reflex-Typ ist und einem willkürlichen Krampf, der durch einen Schmerzschock ausgelöst wird und wesentlich weniger vehement erscheint. Ein vorsichtiges und einfühlsames Bewegen der Gliedmaße in der Mobilisation verhinderte nach Ansicht des Autors das Auftreten des willkürlichen Krampfes und erweiterte somit den Bewegungsradius.

## **4.2 Die Winkelmessung in der Tiermedizin**

Veterinärchirurgische Publikationen stützen ihre Thesen häufig auf goniometrische Gelenkwinkelmessungen bei Hunden, sei es im Rahmen der Probandenauswahl oder bei der Evaluation eines Therapievorschlages (Stoss, 1923; Huibregtse et al., 1994; Roy et al., 1994; Bouck et al., 1995; Sjöström et al., 1995). Sie präsentieren gemessene Werte, ohne Angaben hinsichtlich der Methodik der Messung zu machen und die Qualität der erzielten Resultate zu hinterfragen.

Die Geschichte der tiermedizinischen Goniometrie ist um einiges weniger umfangreich als die der Humanmedizin. Stoss (1923) maß mittels des von ihm entwickelten Gelenkphantomglobus Pferdeextremitäten. Seiferle (1961) bestimmte in seiner Abhandlung über den anatomischen Bau des Windhundes anhand von Röntgenbildern verschiedene Gelenkwinkel, um die züchterisch geforderte steile Winkelung der Vorder- und Hintergliedmaße konkreter festzulegen. Seine Ergebnisse ließen ihn schlussfolgern, dass „alle Winkelmaße tatsächlich beträchtlichen Schwankungen unterworfen sind und die für die einzelnen Rassen errechneten Durchschnittswerte können darum auch nicht etwa

als rassentypisch angesprochen werden“. Tokuriki stellte mittels Kinematographie Untersuchungen über die Veränderung von Gelenkwinkeln bei einem Hund in Bewegung an (Tokuriki, 1973b, a). Wentnik (1976; 1977) bediente sich wenige Jahre später derselben Methode, bei der das Tier mit Markern an Gliedmaßenabschnitten photographiert wurde und die Gelenkwinkel letztendlich an der Aufnahme gemessen wurden. Im Jahre 1983 untersuchte Brunner die Tauglichkeit des Universalgoniometers für die Gelenkwinkelmessung bei Kälbern (Brunner, 1983). Dieser Doktorarbeit folgte 1985 eine Veröffentlichung von Vollmerhaus und Roos, welche insbesondere die Neutral-0 Methode hinsichtlich ihrer Anwendbarkeit beim Tier untersuchte (1985). Sie kamen zu dem Schluss, dass das Goniometer als Instrument in der Veterinärmedizin durchaus geeignet sei, eine direkte Übertragung der sogenannten anatomischen Neutralstellung, wie sie im Sinne der Neutral-0 Methode gefordert wird, auf das Tier jedoch nicht möglich sei. Er forderte die Verwendung von einem tiertypischen Standwinkel als Ausgangsposition. Diesen definierten sie als „den Winkel über der Beugeseite (Gelenkkehle)“. Im Folgenden nannten die Autoren noch einige mögliche Knochenpunkte für die anatomische Orientierung.

In dem 1985 erstmalig publizierten Orthopädie-Lehrbuch „Textbook of Small Animal Orthopedics“ gab Newton im Appendix B unter dem Titel „Normal Joint Range of Motion in the Dog and Cat“ Anleitung zur korrekten Vermessung von Winkelungen der Vorder- und Hintergliedmaße (Newton, 1985). Die Messungen der Hintergliedmaße umfassten Extension und Flexion von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk und der Zehengelenke, sowie der Abduktion des Hüftgelenkes. Der Hund befand sich dazu in Seiten- (Extensionen und Flexionen) bzw. in Rückenlage. Als Startpunkt der Messungen diente ihm ein 90° Winkel des zu messenden Gelenkes. Es erfolgten keine Angaben über Positionierung des Messinstrumentes oder über die Notation der Ergebnisse. In einer Tabelle dokumentierte der Autor die ermittelten Werte von 10 Mischlingshunden und 10 Hauskatzen.

Wagner und Mann (1988) spezifizierten die Bestimmung der anatomischen Hilfsstrukturen und entwickelten Richtlinien für die Ausmessung von drei Gelenken. Im Vorfeld wurde der stehende Patient ausgemessen und die erzielten Ergebnisse durch Elektrogoniometrie verifiziert. Anschließend wurden die Hunde unter Anästhesie in Seitenlage vermessen. Die bestimmten Gelenke umfassten Hüftgelenk (Extension, Flexion, Abduktion, Adduktion, Rotation), Kniegelenk und Sprunggelenk (jeweils Extension und Flexion). Die gemessenen

Maximalbewegungen wurden zueinander in Bezug gestellt, um die tatsächliche Beweglichkeitsspanne zu errechnen.

Lott et al. (1988a; 1988b; 1990) bestimmten Gelenkwinkel bei Deutschen Schäferhunden und Boxern mittels Photographie und Radiologie. Die angefertigten Röntgenbilder dienten der Kontrolle der photographisch erzielten Werte. Die anfallenden technischen Faktoren (Photographieren in korrektem Winkel, Lokalisation und Markierung der Knochenpunkte), welche die Variabilität beeinflussen könnten, machten eine mehrfach wiederholte Messung unbedingt notwendig.

Im Jahre 2002 veröffentlichten Jaegger et al. eine Untersuchung der Verlässlichkeit der goniometrischen Messung beim Hund (Jaegger et al.). Die Resultate wurden ebenfalls mittels Röntgenaufnahmen kontrolliert. Im Rahmen dieser Studie wurde zudem der Effekt einer Sedation auf den artikulären Bewegungsradius beurteilt. Die Messergebnisse der 16 Labrador-Retriever konnten radiologisch verifiziert werden und obwohl die drei messenden Personen über variierende Erfahrungsgrade verfügten, schien die Verlässlichkeit der goniometrischen Methode dadurch in keiner Weise beeinflusst zu sein: „Diese Tatsache lässt darauf schließen, dass die Goniometrie keine steile Lernkurve zu haben scheint“, schlussfolgerte der Autor. Die Verwendung eines Sedativums schien keinen Effekt auf die Bewegungsspanne zu haben, eine Aussage, welche unter dem Aspekt der relativ engen Probandengruppe gesehen werden sollte. Die Publikation legte dem Leser eine exakte Identifikation der anatomischen Punkte und eine zweifache Wiederholung der Messung mit Verwendung des Mittelwertes nahe. Sie stellte zudem eine höhere Variabilität der Ergebnisse in proximalen Gliedmaßen-Abschnitten fest, im Vergleich zu distaleren. Diese Beobachtung wurde auf die größere Menge an Weichteilen in oberen Extremitäten-Bereichen zurückgeführt.

## **5 Material und Methodik**

### **5.1 Material**

#### **5.1.1 Messinstrumente**

##### **5.1.1.1 Allgemeine Daten und Nomenklatur**

Den verwendeten Goniometern lag der Standardwinkelmesser<sup>1</sup> (Abb.2) zugrunde, welcher aus transparentem Plastik bestand und über Längenmaße und eine Gradskalierung verfügte. Die Schenkellänge betrug 19 cm und die Breite 5.5 cm. Den Anforderungen entsprechend, wurde dieses Instrument unterschiedlich modifiziert, so dass letztendlich neben dem Original weitere vier Typen zur Verfügung standen.

Jedes der Goniometer (Abb. 2-5) bestand aus zwei Schenkeln mit Zentimetermaßen, die an ihren abgerundeten Enden durch eine Metall-Öse miteinander verbunden waren und eine Gradskalierung trugen. Dieses zentrale Verbindungsstück bezeichneten wir als Drehscheibe. Deren Zentrum, der sogenannte Drehpunkt (0) kam dann bei der Gelenkwinkelmessung über einem designierten Knochenpunkt zu liegen, welcher dem tatsächlichen Gelenksmittelpunkt möglichst nahe kam.

Die Schenkel des Instrumentes wurden nach funktionellen Gesichtspunkten unterteilt: In einen Aktionsschenkel (AkS), welcher die Bewegung der gemessenen Gliedmaße verfolgte und einen Referenzschenkel (RfS), welcher stationär verblieb. Beide waren sowohl an ihrer Längs- als auch an der Querseite mit Längenmaßen versehen und hatten zentral mehrere parallel verlaufende Mittellinien (ML).

---

<sup>1</sup> Statec, Oberdorf, Schweiz

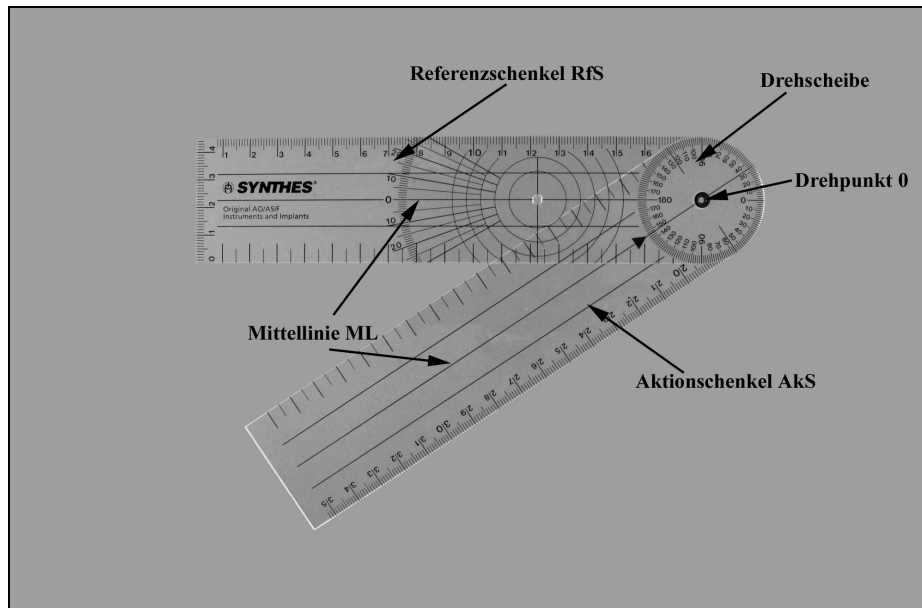


Abb.2.: Universalgoniometer mit Bezeichnungen.

## 5.1.1.2 Beschreibung der verschiedenen Goniometer

### 5.1.1.2.1. Typ I

Die Standardlänge der beiden Schenkel blieb unverändert (Abb. 3). Die Breite des Aktionsschenkels betrug 3.5 cm. Der Referenzschenkel wurde mit einer durch Schrauben und Muttern befestigten schmalen Eisenstange versehen. Dieser Typ fand Anwendung bei der Extension und Flexion des Hüft-, Knie- und Sprunggelenkes.

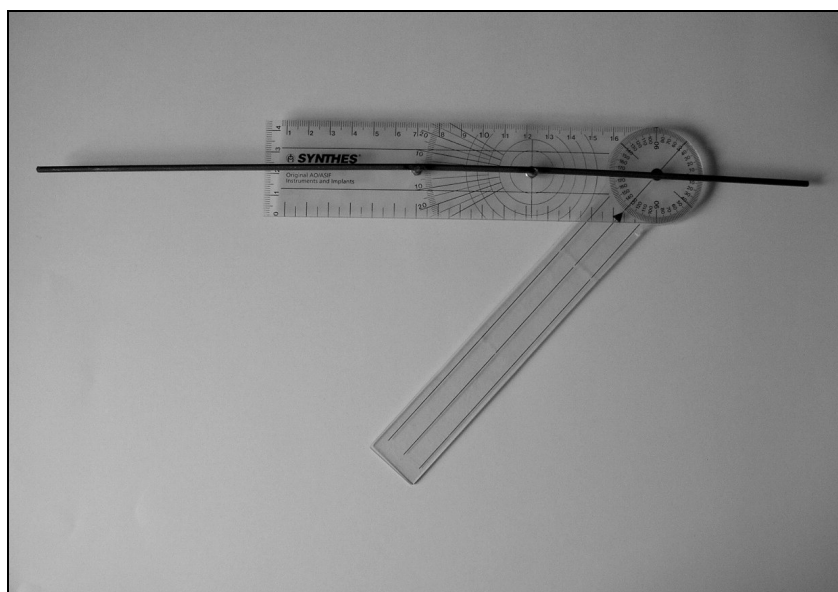


Abb. 3: Goniometer Typ I



#### 5.1.1.2.2 Typ II

Beide Schenkel wurden auf 11 cm verkürzt (Abb. 4). Der Aktionsschenkel war mit 2 cm schmaler als der in Standardbreite belassene Referenzschenkel.

Dieser Typ diente der vereinfachten Messung der Rotation des Hüft- und des Kniegelenkes und der Bestimmung des Individuellen Korrekturwinkels bei der Hüftgelenks-Abduktion. Diese Messungen erforderten zudem die Applikation einer Wasserwaage. Bei kleineren Hunden bot es sich überdies bei der Messung der Extension und Flexion des Tarsalgelenkes als Alternativ- Instrument an.

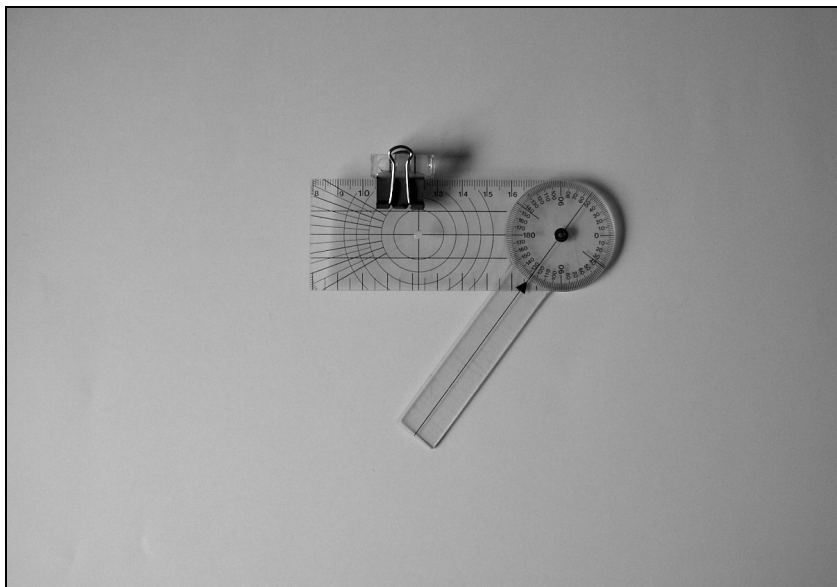


Abb. 4: Goniometer Typ II

#### 5.1.1.2.3 Typ III

Typ III entsprach dem originalen Universalgoniometer (Abb. 5). Es wurde bei der Messung der Abduktion des Hüftgelenkes und der Extension und Flexion des Kniegelenkes eingesetzt.

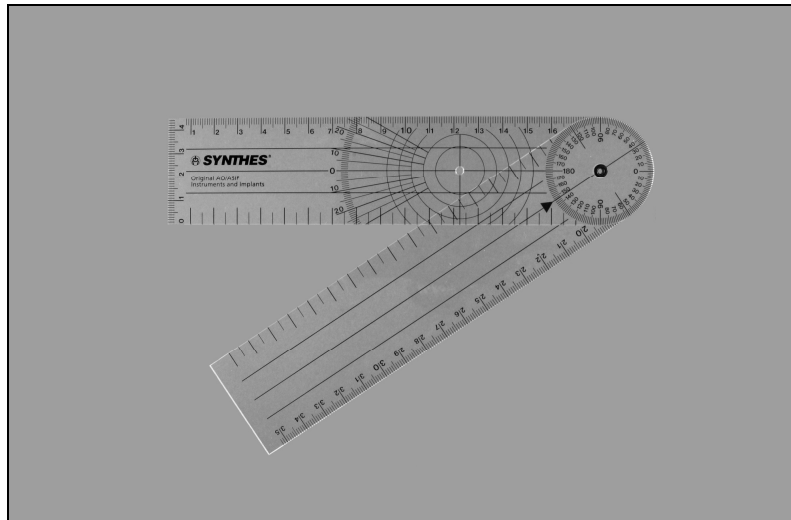


Abb. 5: Goniometer Typ III

#### 5.1.1.2.4 Typ IV

Der Referenzschenkel wurde auf 11 cm verkürzt, während der Aktionsschenkel die ursprüngliche Länge behielt, aber nur 2 cm breit war (Abb. 6).

Dieser Typ des Winkelmessers wurde bei der Rotation des Hüft- oder Kniegelenkes und zur Bestimmung des Individuellen Korrekturwinkels bei der Hüftgelenks-Abduktion verwendet, insbesondere bei größeren Hunden. Diese Messungen erforderten die Verwendung einer Wasserwaage zur Bildung der Neutral-Linie. Außerdem stellte dieser Typ eine Alternative für die Beuge- und Streckmessungen des Tarsalgelenkes dar.

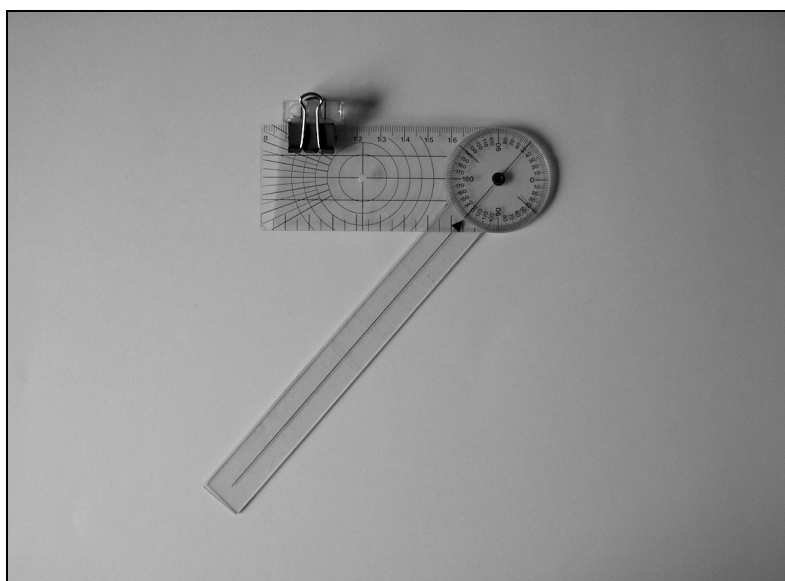


Abb. 6: Goniometer Typ IV

### **5.1.2 Patientengut**

Die Studie umfasste eine Gesamtanzahl von 60 Hunden. Davon entfielen 10 auf die Vor- und die verbleibenden 50 auf die Hauptstudie (Tabelle 1).

Das Patientengut setzte sich aus Klinikpatienten und Tieren von Klinikmitarbeitern zusammen. Ganz bewusst wurde auf eine enge Selektion der Tiere verzichtet, um die Alltagstauglichkeit der klinischen Studie zu gewährleisten. Dementsprechend variierte das Alter der untersuchten Tiere zwischen 6 Monaten und 12 Jahren, mit einem Mittelwert von 5.2 Jahren und einer Medianen von 5 Jahren und das Gewicht zwischen 6 kg und 60 kg mit einem Mittelwert von 26.1 kg und einer Medianen von 25 kg.

Um den Tieren und den messenden Personen unnötigen Stress zu ersparen, wurde als einziges Auswahlkriterium eine vorhandene Kooperationsbereitschaft vorausgesetzt. Gliedmaßen mit bekannten Schmerzzuständen wurden nicht in die Messung einbezogen.

Tabelle 1: Untersuchte Hunde in aufsteigender Gewichtsklasse.

<b>Rasse</b>	<b>Anzahl</b>	<b>Gewicht (kg)</b>
West Highland Terrier	2	6 und 10
Mischlinge	9	12-40
Cocker Spaniel	3	13-16
Beagle	6	15-21
Irish Wolfhound	1	15
Border Collie	2	16 und 18
Labrador Retriever	8	17-35
Australien Shepherd	1	18
Dalmatiner	1	18
Boxer	1	19
Groenedal	2	21 und 22
Cane Corso	1	22
Greyhound	2	22 und 40
Flat Coated Retriever	1	25
Jagdhund	3	25-31
Deutscher Schäferhund	3	29-35
Dobermann	2	29 und 40
American Pitbull	2	30 und 46
Barsoi	1	30
Berner Sennenhund	2	30 und 60
Tervueren	2	30
Rhodesian Ridgeback	1	32
Golden Retriever	2	34 und 43
Kuvasz	1	35
Kanad. Schäferhund	1	37

## 5.2 Methodik

### 5.2.1 Messtechnik

#### 5.2.1.1 Definitionen

##### 5.2.1.1.1 Anatomische Referenzpunkte

Die tastbaren Knochenpunkte (anatomical landmarks) dienten als Orientierungshilfen für die uniforme Platzierung des Messinstrumentes. An der Hinterextremität waren dies (Abb.7):

Tuber coxae, Tuber sacrale, Tuber ischiadicum, Trochanter major ossis femoris, Epicondylus lateralis ossis femoris, Margo cranialis ossis tibiae, Ligamentum patellae/Patella, Caput fibulae, Malleolus lateralis, laterale Fläche der Basis des fünften Metatarsalknochens.

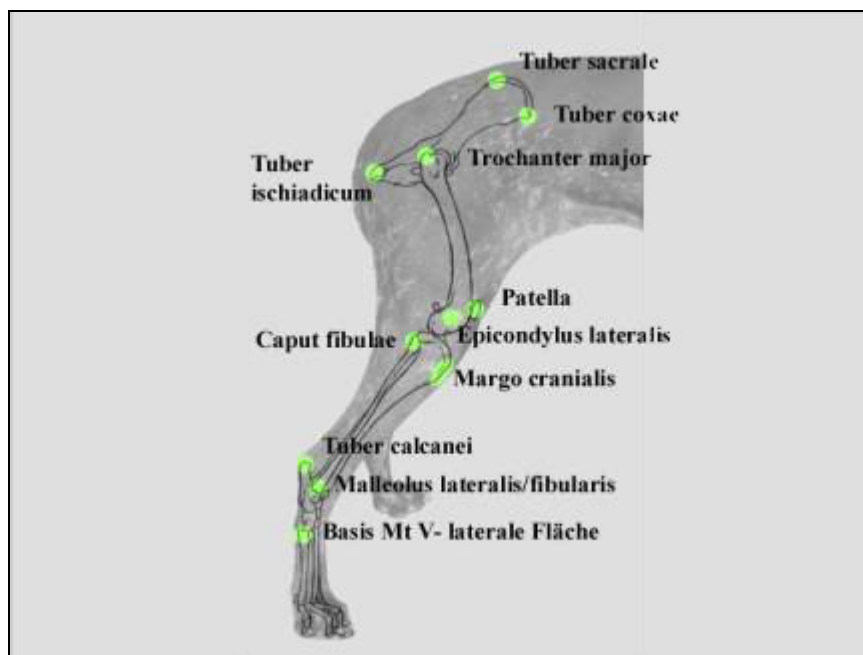


Abb.7: Anatomische Referenzpunkte der Hinterextremität

Bei komplexeren Messungen (Rotationen, gemessene Hüftgelenks-Abduktion, Individueller Korrekturwinkel), mussten die Aktionsschenkel in Bezug zu einer parallel oder senkrecht zur Unterfläche verlaufenden Ebene gestellt werden. Die an das Goniometer angebrachte Wasserwaage half dabei die korrekte Lage des betreffenden Schenkels einzunehmen und während der Messung beizubehalten.

### 5.2.1.1.2 Die Neutral-Linie

Die in der AO Neutral-0 Methode postulierte anatomische Normalstellung als Null-Stellung der Gelenke bedurfte in der veterinärmedizinischen Anwendung einer Adaptation. In unserem Modell entsprach die Neutral-Linie (NL), welche als Ausgangsgerade für die Messung notwendig war, der Verlängerung der Längsachse des am Gelenk beteiligten proximalen Knochens (Abb. 8). Diese waren am Hüftgelenk die kaudale Verlängerung der Verbindungslinie zwischen Tuber coxae und Tuber ischiadicum, am Kniegelenk die distale Verlängerung der Verbindungslinie zwischen Trochanter major ossis femoris und Epicondylus lateralis ossis femoris und am Tarsalgelenk die kaudodistale Verlängerung der Verbindungslinie zwischen Caput fibulae und Malleolus lateralis ossis fibularis.

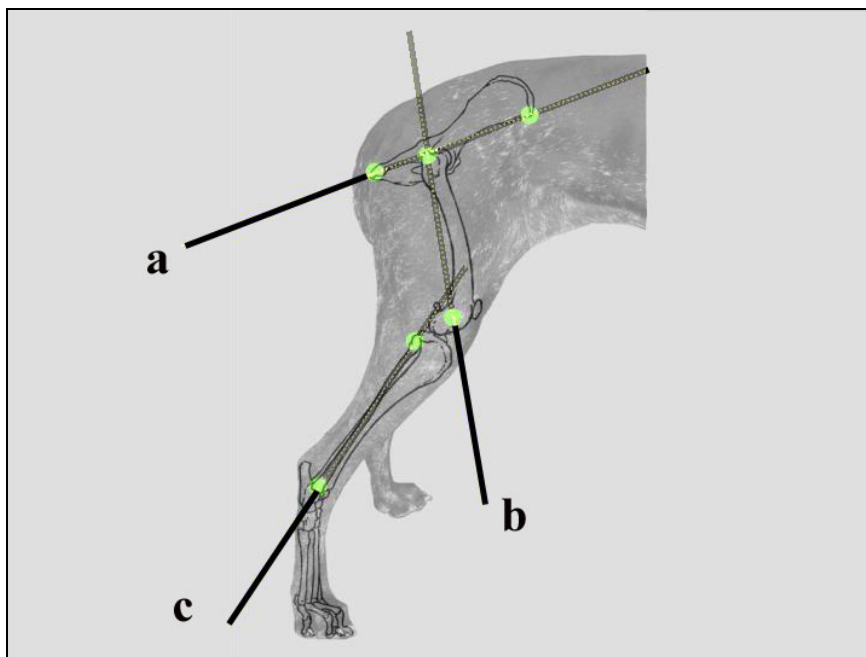


Abb.8: Knochenpunkte und Neutral-Linien für Extension und Flexionsbewegungen. Neutral-Linien für (a) Hüftgelenks-Extension und -Flexion (Tuber coxae-Tuber ischiadicum), (b) Kniegelenks-Extension und -Flexion (Trochanter major ossis femoris- Epicondylus lateralis ossis femoris) und (c) Tarsalgelenks-Extension und -Flexion (Caput fibulae- Malleolus lateralis seu fibularis).

Bei den Rotationsmessungen und bei der Abduktion des Hüftgelenkes dagegen ergab sich die Neutral-Linie aus der parallel zur Unterlage verlängerten distalen Knochenachse. Die Achsen wurden durch Knochenpunkte und mithilfe einer

Wasserwaage festgelegt. Die verwendeten Knochenpunkte entsprachen bei der Hüftgelenks-Abduktion den Tuber sacralia für die Bestimmung des Individuellen Korrekturwinkels und dem Trochanter major und dem Epicondylus lateralis für die gemessene Abduktion. Die Knochenpunkte für die Hüftgelenks-Rotation waren die distale Verlängerung des Margo cranialis ossis tibiae und das Ligamentum patellae auf Höhe der beiden Epicondylen.

#### **5.2.1.2 Vorbereitung des Patienten**

Der Patient wurde auf einem Untersuchungstisch in Seitenlage verbracht. Die zu untersuchende Gliedmaße lag oben. Ein Assistent oder der Besitzer des Tieres war während der Untersuchung anwesend und fixierte den Hund.

In den seltenen Fällen, in denen Hunde in sediertem Zustand gemessen wurden, fand das in der Klinik verwendete Protokoll für gesunde Hunde Anwendung (Buprenorphin 0.007 mg/kg und Acepromazin 0.03 mg/kg in einer Mischspritze intramuskulär; Wartezeit bis zur Messung: 30 min).

Zu Beginn der Messungen wurde ein Aufwärmprogramm durchgeführt. Am liegenden Tier erfolgte dazu eine passive Manipulation der Extremität, entsprechend den Bewegungen des Messprotokolls. Ohne großen Kraftaufwand versuchte der Untersucher die Gelenke maximal zu mobilisieren, um den Bewegungsapparat auf diese Weise aufzuwärmen und zu dehnen.

#### **5.2.1.3 Anlegen des Messprotokolls und Details der Umsetzung**

(Formular im Anhang)

Die Legende des Messprotokolls beinhaltete die folgenden Angaben: Name des Hundes und des Besitzers, Alter, Rasse, Gewicht und Geschlecht des Hundes; Seite der gemessenen Gliedmasse(n); Verhalten/Kooperationsbereitschaft des Hundes; Notizen bezüglich Sedation und durchgeführtem Aufwärmprogramms. Jeder Patient wurde insgesamt viermal vermessen. Die Seite der zu messenden Extremität wurde initial durch Zufall bestimmt und anschließend alternierend ausgewählt. Einer der beiden Untersucher maß die Hintergliedmaße aus, die Ablesung wurde von einem Dritten vorgenommen und notiert. Nachdem der erste Untersucher seine Ergebnisse dupliziert hatte, maß der zweite Untersucher

die Extremität. Rater 1 und Rater 2 übernahmen zu gleichen Anteilen die Erst- und Zweitmessung. Die Ablesung erfolgte wiederum durch eine dritte Person.

#### **5.2.1.4 Notation der Messergebnisse**

Die Dokumentation der Messwerte wurde aus der AO Neutral-0 Methode übernommen. Jede gemessene Bewegung und ihre Gegenbewegung wurde durch drei Zahlen und deren Position zueinander definiert. Die Zahlen beinhalteten die gemessenen Endausschläge und die Nullstellung. Stand die Null zwischen den beiden gemessenen Werten, so wird die Neutral-Linie während der Messung passiert. Stand die Null an erster Stelle, konnte die Neutral- Linie nicht erreicht werden.

Bsp.: Extension und Flexion des Tarsalgelenkes:

**0/4/142**

maximale Extension: 4°

maximale Flexion: 142°

→ die Null-Linie wurde nicht erreicht.

**2/0/132**

maximale Extension: -2°

maximale Flexion: 132°

→ die Extension passierte die Null- Linie.



### **5.2.1.5 Beschreibung des Messvorganges für eine linke Hintergliedmasse**

#### **5.2.1.5.1 Extension und Flexion des Hüftgelenkes**

Goniometer Typ	I (mit Eisenkonstruktion)
RfS	Tuber ischiadicum- Tuber coxae
AkS	Epicondylus lateralis ossis femoris
NL	Verlängerung der Beckenachse
0	Trochanter major ossis femoris

#### **1. Ausgangslage:**

Der Hund befindet sich in bequemer Seitenlage, die zu untersuchende Gliedmaße liegt oben. Der Untersucher steht hinter dem Tier.

#### **2. Positionierung des Goniometers und Handhaltung (Abb. 10 A,B):**

Der Referenzschenkel mit der verlängernden Eisenkonstruktion wird so ausgerichtet, dass die Eisenstange den Sitzbeinhöcker (Tuber ischiadicum) mit dem Hüfthöcker (Tuber coxae) verbindet (Abb.9). Der Ballen und der Daumen der rechten Hand fixieren den Schenkel in dieser Position, während die übrigen Finger das Becken des Hundes von dorsal her abstützen. Der Drehpunkt liegt leicht proximal des großen Umdrehers des Oberschenkels (Trochanter major ossis femoris). Der Aktionsschenkel wird von der linken Hand, welche das Kniegelenk von kranial umfasst, in seiner Medianlinie auf dem seitlichen Gelenkkopf des Oberschenkels (Condylus lateralis ossis femoris) positioniert.

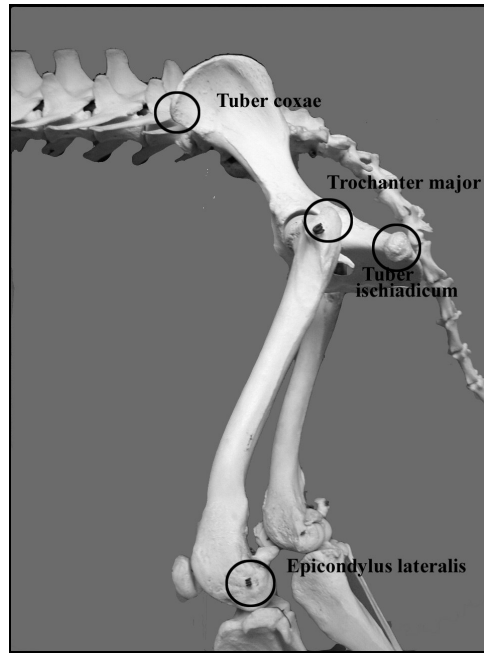
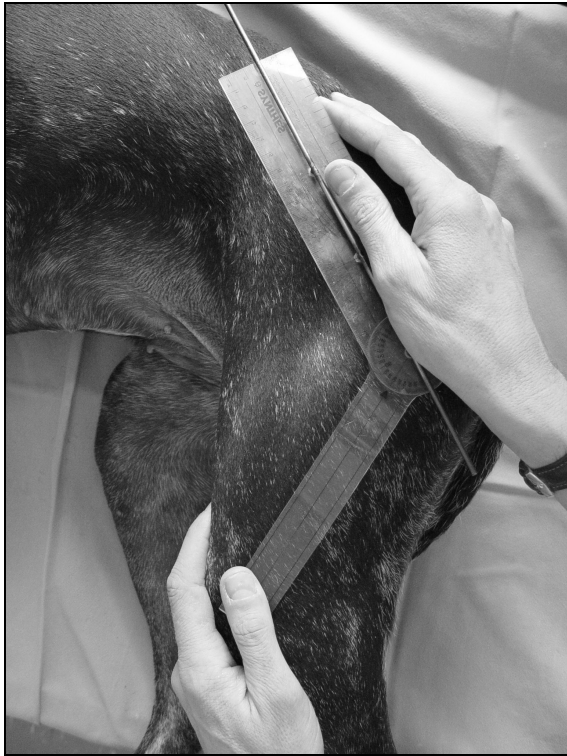


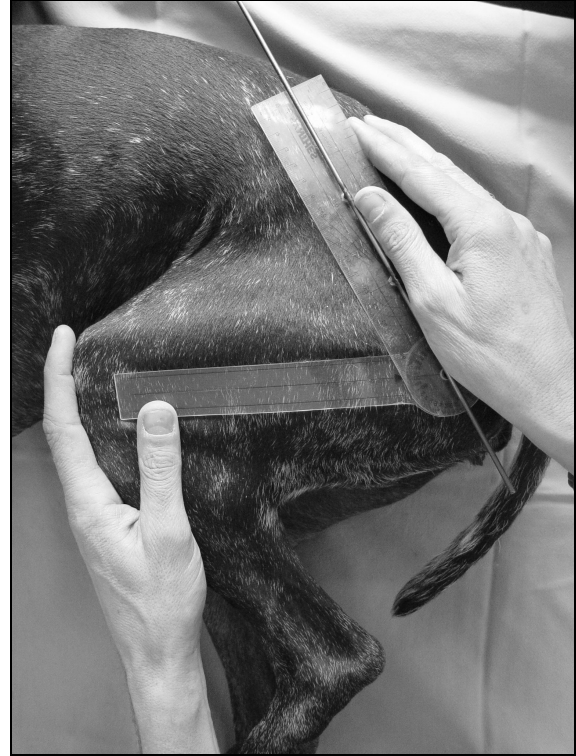
Abb.9: Knochenpunkte für die Hüftgelenks-Extension und Flexion (A)

### 3. Ausführung der Bewegung:

Die Bewegungen werden kontrolliert und gleichmäßig bis zum Erreichen des maximalen Endpunktes durchgeführt. Es wird besonders darauf geachtet, dass die Gliedmaße während der gesamten Mobilisation parallel zur Unterfläche bleibt. Während der Extension werden die distal gelegenen Gelenke mitgestreckt, deren Winkelung bewegt sich daher in einer Spanne zwischen 0 und 40°. In der Flexion verbleibt das Tarsalgelenk locker, das Kniegelenk wird mit gebeugt und bildet Winkelungen zwischen 100 und 160°.



A



B

Abb. 10: Handhaltung und Bewegungsführung der Hüftgelenks-Extension (A) und Flexion (B) an einer linken Gliedmaße..

#### 4. Ablesen der Werte und Notation:

Nach Erreichen des maximalen Bewegungspunktes, werden die erreichten Grade in Bezug zur definierten Neutral-Linie abgelesen. Die Ergebnisse werden in Bezug zueinander und zur Neutral- Linie im Sinne der Null-Durchgangsmethode notiert.

#### 5.2.1.5.2 Abduktion des Hüftgelenkes

Die Hüftgelenks-Abduktion setzt sich aus zwei Komponenten zusammen: dem Individuellen Korrekturwinkel (IKW) und der gemessenen Abduktion (HGAbd<sub>gem.</sub>).

Der korrigierte Abduktionswinkel (HGAbd<sub>kor.</sub>) ergibt sich aus der Addition dieser beiden Komponenten.

## Individueller Korrekturwinkel (HGAbdIKW)

Goniometer Typ	II oder IV (mit Wasserwaage)
RfS	senkrecht zur Unterlage
AkS	hochkant aufliegend auf beiden Tuber sacralia
NL	Verlängerung von AkS

### 1. Ausgangslage:

Der Hund liegt in bequemer Seitenlage. Der Untersucher steht leicht schräg hinter dem Tier.

### 2. Positionierung des Goniometers und Handhaltung (Abb.11):

Die Bestimmung des Individuellen Korrekturwinkels dient der Erfassung der individuellen Beckenposition des Patienten. Der schmale Aktionsschenkel des Goniometers Typ II oder IV wird hochkant auf beide Kreuzbeinhöcker (Tuber sacralia) angelegt und von der einen Hand des Untersuchers gleichmäßig gehalten. Die andere Hand stellt die Wasserwaage am Referenzschenkel ein.



Abb. 11: Messung des Individuellen Korrektur-Winkels (HGAbdIKW). Positionierung des Goniometers und Handhaltung und Einstellen der Wasserwaage..

### 3. Ablesen der Werte und Notation:

Die Differenz zwischen Beckenwinkel und Senkrechter wird abgelesen und im Protokoll als HGAbdIKW notiert.

#### Gemessene Hüftgelenks-Abduktion (HGAbd<sub>gem.</sub>)

Goniometer	Typ III (+ Wasserwaage)
RfS (+ Wasserwaage)	parallel zur Unterfläche
AkS	Epicondylus lateralis ossis femoris
Nl	Verlängerung von RfS
0	Trochanter major ossis femoris

#### 1. Ausgangslage:

Der Hund liegt in Seitenlage, die zu untersuchende Gliedmaße oben. Der Untersucher steht an der Bauchseite des Hundes.

#### 2. Positionierung des Goniometers und Handhaltung (Abb. 13 A,B):

Das Goniometer Typ III findet in dieser Messung hochkant Anwendung. Die linke Hand liegt flach über den Darmbeinflügeln und kontrolliert die Positionierung des Beckens. Die rechte Hand umfasst von kaudal die Kniekehle und führt die Gliedmaße in der Abduktionsbewegung. Alternativ kann der Untersucher sich an der Kaudalseite des Hundes platzieren und mit der linken Hand die Gliedmasse führen. Dabei empfiehlt es sich, die Innenseite des Unterarmes als Auflagefläche für die zu bewegende Extremität zu verwenden. In diesem Fall kontrolliert die linke Hand die Darmbeinflügel. Der Daumen der führenden Hand umspannt das distale Ende des Aktionsschenkels und sichert dessen korrekte Position auf dem seitlichen Gelenkkopf des Oberschenkels (Condylus

lateralis ossis femoris) (Abb.12). Der Drehpunkt kommt über dem großen Umdreher des Oberschenkels (Trochanter major ossis femoris) zu liegen. Ein Assistent stellt nach maximaler Abduktion die Wasserwaage am Referenzschenkel ein und nimmt die Ablesung des Wertes vor.

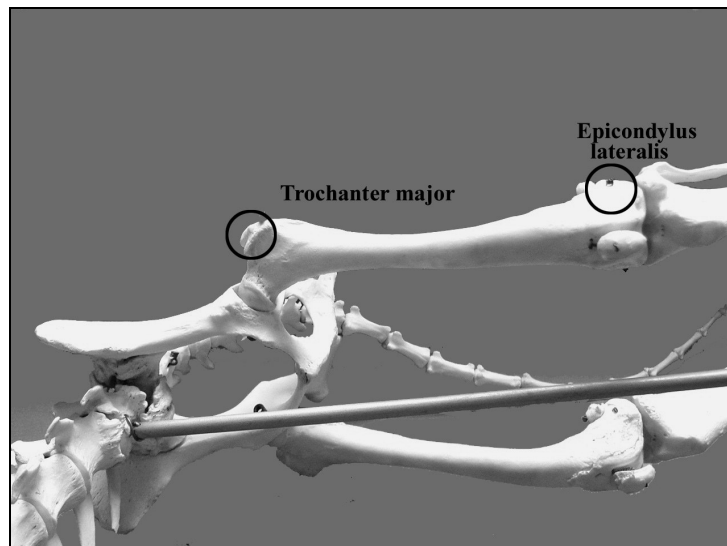


Abb. 12: Knochenpunkte für die Hüftgelenks-Abduktion

### 3. Ausführung der Bewegung:

Die Mobilisation erfolgt gleichmäßig und langsam. Zur Wahrung der Neutralität des Beckens, d.h. um die Ausgangsposition des Beckens zu halten, waren multiple kleine Abduktionsbewegungen notwendig, um den Moment des Abkippen des Beckens zu identifizieren.

Zur Beckenneutralität: Ab einem gewissen Abduktionsgrad öffnet sich das kontralaterale Hüftgelenk und das Becken kippt ab. Auf diese Weise wird ein größerer Bewegungsradius erzielt, der allerdings nicht die tatsächliche Abduktionsfähigkeit des untersuchten Hüftgelenkes widerspiegelt. Die flach auf den Darmbeinflügeln platzierte Hand erfasst eine beginnende Asymmetrie. An diesem Punkt ist die Abduktionsbewegung als abgeschlossen zu betrachten. Hüft-, Knie- und Sprunggelenk bilden während der gesamten Bewegungsführung jeweils einen Winkel von 90°.



A



B

Abb. 13: Messung der Hüftgelenks-Abduktion an einer linken Gliedmaße. Ansicht von lateral (A) und craniodorsal (B).

#### 4. Ablesen des Wertes und Notation:

Nachdem der Untersucher sichergestellt hat, dass die maximale Abduktion bei gewahrter Beckenneutralität erreicht ist, liest eine dritte Person die erreichten Grade im Bezug zur Neutral-Linie ab. Der Wert wird als „gemessene Abduktion“ (HGAbd<sub>gem.</sub>) notiert.

#### Korrigierte Hüftgelenks-Abduktion (HGAbd<sub>korr.</sub>)

#### 5. Berechnung:

Der tatsächliche (korrigierte) Abduktionswinkels des Hüftgelenkes setzt sich aus den beiden oberen Werten zusammen und errechnet sich nach der folgenden Formel :

$$\boxed{\text{HGAbd}_{\text{korr.}} = \text{IKW} + \text{HGAbd}_{\text{gem.}}}$$

Das Resultat wird als korrigierte Hüftgelenks-Abduktion (HGAbd<sub>korr.</sub>) notiert und stellt den für die Beurteilung der Gelenkmobilität relevanten Wert dar.

### 5.2.1.5.3 Rotation des Hüftgelenkes

Goniometer Typ	II oder IV (mit Wasserwaage)
RfS	parallel zur Unterfläche
AkS	Margo cranialis tibiae und Verlängerung
NL	verlängerte Achse des Unter- Schenkels
0	Lig. patellae auf Höhe der Epykondylen

#### 1. Ausgangslage:

Der Hund liegt in Seitenlage, die zu untersuchende Gliedmaße befindet sich oben. Um den störenden Kontakt mit der Tischfläche bei der Exorotation zu vermeiden, wird der Hund in diesem Teil der Messung leicht über die Tischkante geschoben, so dass die betroffene Gliedmaße nur mit dem proximalen Drittel des Unterschenkels auf der Tischfläche aufliegt. Die Gesamtachse der Gliedmasse befindet sich dabei durchweg parallel zur Unterlage. Der Untersucher steht an der Bauchseite des Patienten in einer leichten Rotation nach kaudal.

#### 2. Positionierung des Goniometers und Handhaltung (Abb. 15, 16 A,B):

Das Goniometer Typ II oder IV (je nach Größe des Hundes) wird an der kranialen Gliedmaßenseite angelegt. Der Drehpunkt liegt dem geraden Kniescheibenband (Lig. patellae) in Höhe beider Epikondylen (Epicondylus lateralis et medialis ossis femoris) (Abb.14) an. Die linke Hand umfasst den Drehpunkt des Goniometers und die Gliedmaße von kranial im Kniebereich und stellt die Wasserwaage am Referenzschenkel zuletzt ein. Der Aktionsschenkel verläuft entlang der kranialen Unterschenkel-Kontur (Margo cranialis ossis tibiae im proximalen Bereich und deren Verlängerung nach distal) und wird von der rechten Hand festgehalten,



welche die Gliedmaße kaudal des Sprunggelenkes umfasst und die assistierte Bewegungen ausführt.

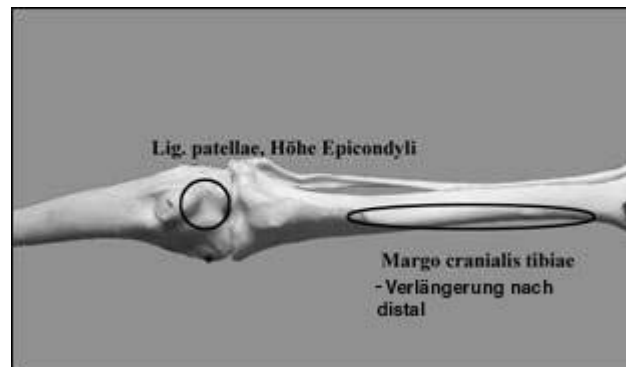


Abb. 14: Darstellung der Knochenpunkte für die Messung der Hüftgelenks-Rotation an einer linken Gliedmaße.

### 3. Ausführung der Bewegung:

Die Bewegungen werden kontrolliert und gleichmäßig geführt. Es wird darauf geachtet, dass Hüft-, Knie- und Sprunggelenk jeweils einen rechten Winkel bilden .



Abb. 15: Handhaltung und Goniometer-Positionierung bei der Messung der Hüftgelenks-Rotation einer linken Gliedmaße.



A



B

Abb. 16: Durchführung der Bewegung: Exorotation (A) und Endorotation (B).

#### 4. Ablesen der Werte und Notation:

Nach Erreichen des maximalen Endpunktes einer Bewegung wird die Wasserwaage eingestellt. In der Regel ist eine Hilfsperson zur Ablesung der Ergebnisse notwendig. Die Ergebnisse werden in Bezug zueinander und zur Null-Linie im Sinne der Null- Durchgangsmethode notiert.

#### 5.2.1.5.4

#### Extension und Flexion des Kniegelenkes

Goniometer Typ	I oder III
RfS	Trochanter major ossis femoris
AkS	Malleolus lateralis seu fibularis
NL	Verlängerung der Oberschenkel- Achse
0	Epicondylus lateralis ossis femoris

#### 1. Ausgangslage:

Der Hund wird in Seitenlage fixiert. Die zu messende Gliedmaße liegt oben. Der Untersucher steht an der Bauchseite des Hundes.

## 2. Positionierung des Goniometers und Handhaltung (Abb. 18 A,B):

Je nach Größe des Tieres wird das Goniometer I mit oder ohne Eisenkonstruktion verwendet werden. Die linke Hand des Untersuchers umfasst das Kniegelenk von kranial und drückt mit dem Daumen den Referenzschenkel auf die Gliedmaße. Der Drehpunkt liegt dabei über dem lateralen Epicondylus des Oberschenkels (Epicondylus lateralis ossis femoris) und die Medianlinie des Referenzschenkels schneidet den großen Umdreher des Oberschenkels (Trochanter major ossis femoris) (Abb.17). Die rechte Hand umfasst das Sprunggelenk von disto-kaudal und führt das Bein. Der Daumen derselben Hand stabilisiert den Aktionsschenkel, dessen Mediane durch den Malleolus lateralis verläuft.

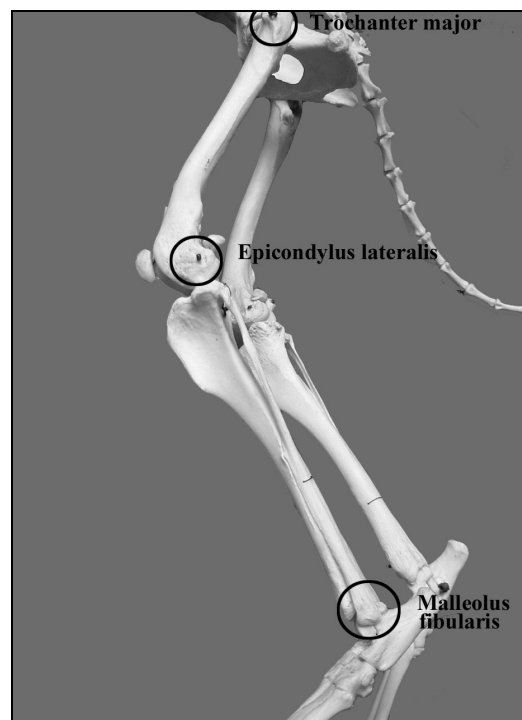


Abb. 17: Darstellung der Knochenpunkte der Kniegelenks-Extension und Flexion.

## 3. Ausführung der Bewegungen:

Die Bewegungen werden kontrolliert bis an die maximalen Endpunkte geführt. Während der Extensionsbewegung

werden Hüft- und Sprunggelenk mitgestreckt. Dabei nimmt das Hüftgelenk eine Winkelung zwischen  $40-80^\circ$  ein, während das Sprunggelenk einen Winkel zwischen  $0$  und  $40^\circ$  bildete. Bei der Flexion werden die beiden genannten Gelenke mit gebeugt und demnach liegt die angestrebte Winkelung sowohl bei Hüft- als auch bei Sprunggelenk zwischen  $110$  und  $160^\circ$ .

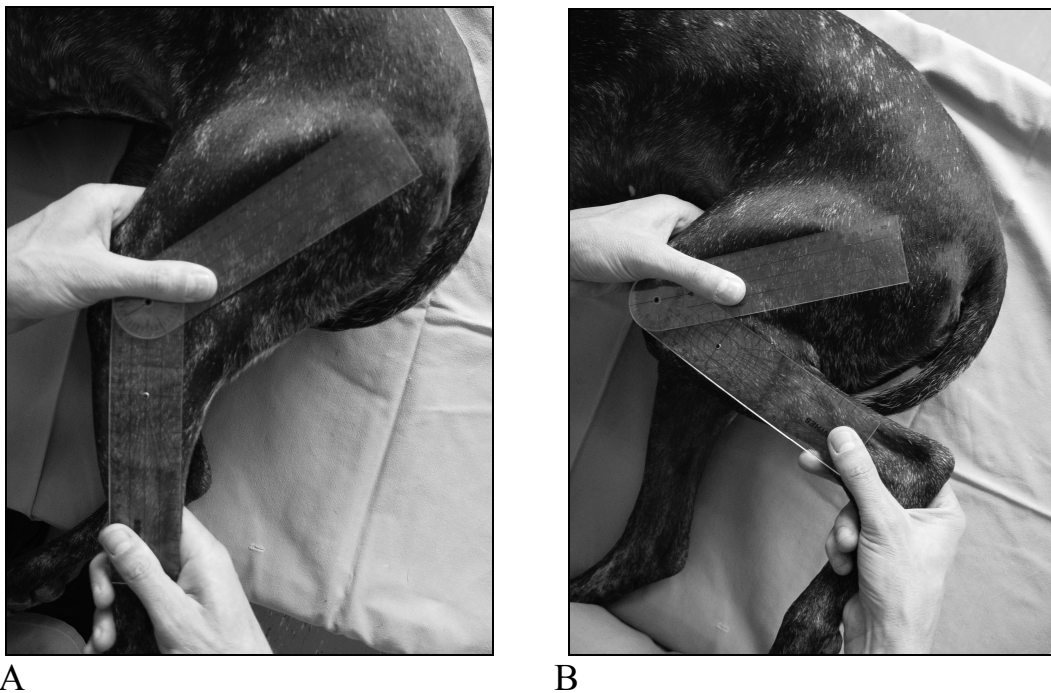


Abb. 18: Handhaltung und Bewegungsführung der Kniegelenks-Extension (A) und Flexion (B) für eine linke Hintergliedmaße.

#### 4. Ablesen der Werte und Notation:

Nach Erreichen des maximalen Endpunktes der jeweiligen Bewegung, liest der Untersucher den erreichten Wert in Relation zur Null- Linie ab. Die Notation erfolgt im Sinne der Null- Durchgangsmethode.

#### 5.2.1.5.5

#### Rotation des Kniegelenkes

Goniometer Typ	II oder IV (mit Wasserwaage)
RfS	parallel zur Unterfläche
AkS	Plantarfläche Mt III und IV
NL	Verlängerung der Mittelfußachse
0	Calcaneus in Höhe beider Malleoli

##### 1. Ausgangslage:

Der Hund wird in Seitenlage fixiert, die zu messende Gliedmaße liegt oben. Der Untersucher steht an der Bauchseite des Hundes.

##### 2. Positionierung des Goniometers und Handhaltung (Abb.20):

Je nach benötigter Größe, wird das Goniometer Typ II oder IV verwendet. Die linke Hand umfasst von kranial das Knie und stützt es. Die rechte Hand greift von plantar um den Mittelfußbereich und den anliegenden schmalen Aktionsschenkel. Der Drehpunkt liegt nun auf dem Fersenbeinhöcker (Calcaneus) in der Höhe der beiden Malleoli. Der Aktionsschenkel orientiert sich entlang der Plantarflächen der Hauptmittelfußknochen (Ossa metatarsalia III et IV).

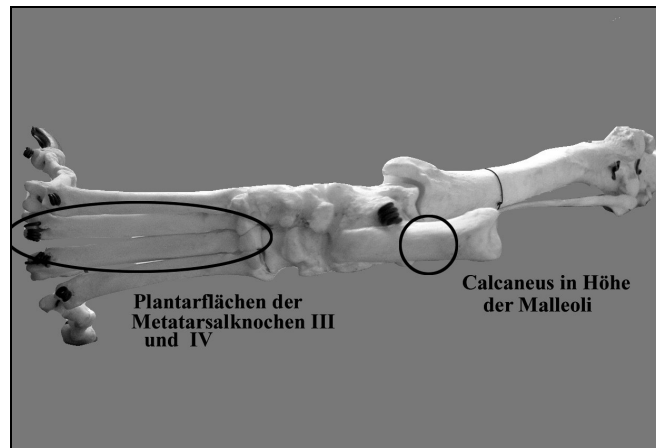


Abb. 19: Darstellung der Knochenpunkte bei der Kniegelenks-Rotation

### 3. Ausführung der Bewegung (Abb.21 A,B):

Die Bewegungen werden kontrolliert ausgeführt. Hüft-, Knie- und Sprunggelenk werden konstant in einer Winkelung von jeweils  $90^\circ$  gehalten. Die proximalen Gliedmaßenabschnitte verbleiben in horizontaler Ebene.

### 4. Ablesen der Werte und Notation:

Nach Erreichen des maximalen Endpunktes, stellt eine dritte Person die Wasserwaage ein und nimmt die Ablesung der erzielten Werte in Relation zu der Neutral- Linie vor. Die Ergebnisse werden in Bezug gestellt zueinander und zur Neutral-Linie und nach der Form der Null-Durchgangsmethode notiert.

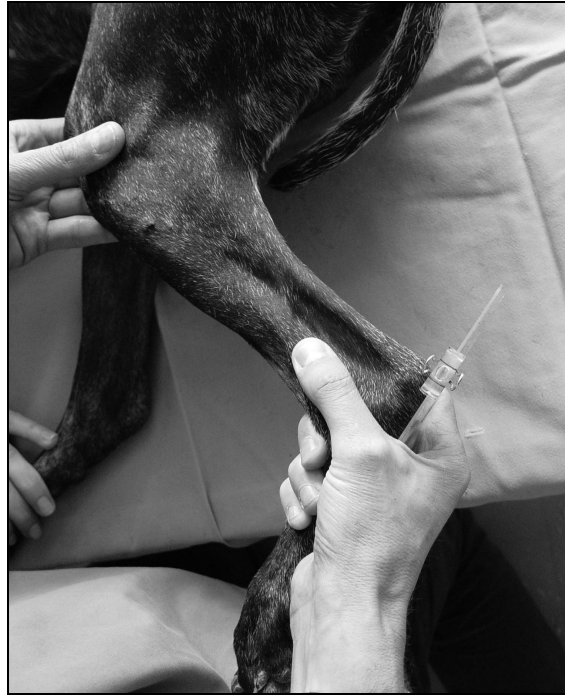
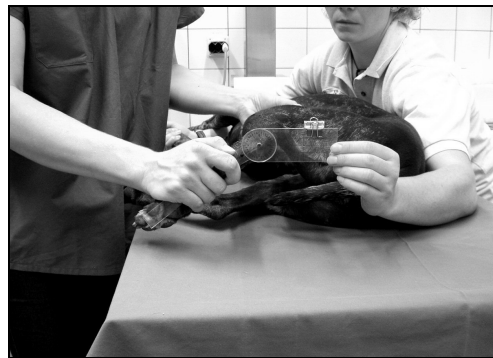


Abb.20: Handhaltung und Goniometer-Platzierung bei der Kniegelenks-Rotation an einer linken Gliedmaße.



A



B

Abb.21: Bewegungsführung bei der Kniegelenksrotation. Exorotation (A) und Endorotation (B) des Kniegelenkes an einer linken Gliedmaße.

#### 5.2.1.5.6

#### Extension und Flexion des Sprunggelenkes

Goniometer Typ	I (ohne Eisenkonstruktion), bei kleineren Hunden auch II oder IV
RfS	Caput fibulae
AkS	Caput os metatarsale V
NI	Verlängerung der Unterschenkel-Achse nach distal
0	Malleolus lateralis (fibularis)

##### 1. Ausgangslage:

Der Hund liegt in Seitenlage, die auszumessende Gliedmaße befindet sich oben. Der Untersucher steht an der Bauchseite des Patienten.

##### 2. Positionierung des Goniometers und Handhaltung (Abb.23 A,B):

Je nach Größe des Hundes werden die Goniometer Typen I (ohne die Eisenstange), II oder auch IV verwendet. Der Drehpunkt wird auf dem lateralen Malleolus platziert. Die linke Hand umfasst das Kniegelenk von cranial und fixiert den Referenzschenkel, dessen distale Medianlinie das Fibulaköpfchen (Caput fibulae) schneidet. Die rechte Hand hält den Mittelfuß von plantar. Ihr Handballen sichert die korrekte Position des AkS, dessen Mittellinie durch das distale Ende des fünften Mittelfußknochens (Caput ossis metatarsalis V) verläuft (Abb.22). Der Daumen der linken Hand kommt über dem Drehpunkt zu liegen.



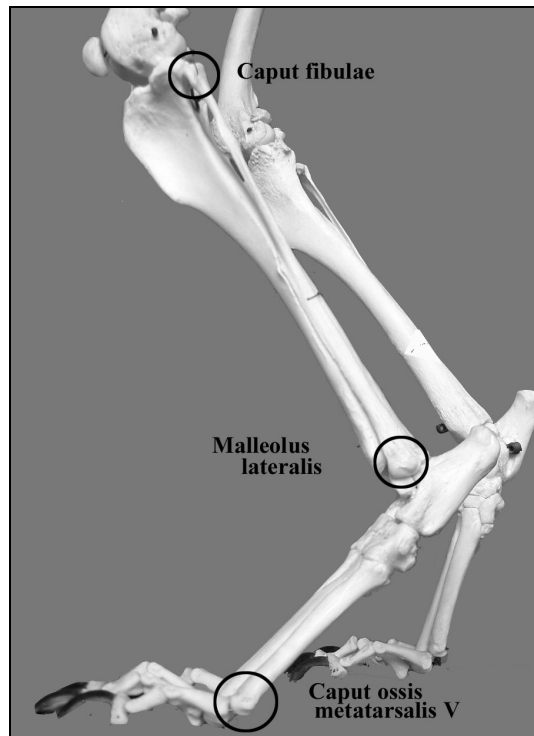


Abb.22: Anatomische Knochenpunkte bei der Sprunggelenks- Extension und Flexion

### 3. Ausführung der Bewegung:

Die Winkelung des Hüftgelenkes während der Extension beträgt zwischen 80 und 110°, die des Kniegelenkes zwischen 0 und 30°. Während der Flexion liegt die angestrebte Winkelung beider Gelenke zwischen 120 und 160°. Die Gliedmaße wird während der gesamten Manipulation auf horizontaler Ebene gehalten.

### 4. Ablesen der Werte und Notation:

Nach Erreichen des maximalen Endpunktes der jeweiligen Bewegung las der Untersucher den erreichten Wert in Relation zur Null-Linie ab. Die Notation erfolgte im Sinne der Null-Durchgangsmethode.



Abb. 23: Handhaltung und Bewegungsführung bei der Sprunggelenks- Extension (A) und Flexion (B) an einer linken Gliedmaße.

A

B

### 5.2.2 Statistische Methoden

Für jede Gelenkwinkelmessung wurde im Vorfeld eine Toleranzgrenze festgelegt, innerhalb deren eine Abweichung toleriert wurde. Diese tolerierte Abweichung betrug bei allen Messungen  $5^\circ$ , mit Ausnahme der Rotationsbewegungen, welche mit  $10^\circ$  Abweichungen beziffert wurden. Die Höhe der jeweiligen Wertes wurde durch die erfahrungsgemäß zu erwartenden Ungenauigkeit der jeweiligen Messung bestimmt.

Die statistischen Ergebnisse wurden durch Berechnungen mit der Bland/Altman-Methode, der hierarchischen Varianzanalyse (ANOVA) und dem Konkordanz-Korrelationskoeffizienten nach Lin erzielt.

Mit den Intra-Rater-Ergebnissen sind die gemessenen Werte eines einzelnen Untersuchers gemeint, wogegen der Untersuchungen des Inter-Rater-Bereiches die Ergebnisse beider Rater miteinander vergleichen.

Anschließend wurden die folgenden Größen berechnet: der Mittelwert der Differenzen ( $m_{diff}$ ), mit den dazugehörigen 95%-Vertrauensbereichen ( $m_{diffL}/m_{diffU}$ ) und den Schranken der Reproduzierbarkeit bzw. der Übereinstimmung (LOW/UP). Letztere geben dem Praktiker eine wichtige Auskunft über die Ungenauigkeit des Raters selber und stellen einen Hinweis auf zu erwartende Abweichungen bei zukünftigen Messungen durch andere Rater dar. Die 95%-Vertrauensbereiche beschreiben die Aussage von  $m_{diff}$  genauer: sie liefern ein Intervall, welches es dem Betrachter ermöglicht, einzuschätzen, ob tatsächlich eine Abweichung vorliegt.

Die hierarchische Varianzanalyse (ANOVA) erlaubt sowohl die Identifikation der Standardabweichung von Fehlern ( $S_E$ ), welche als Maßstab der Intra-Tester Streuung dient, als auch die Darstellung der durch die Rater verursachten Streuung ( $S_B$ ), welche somit Ausdruck der Inter-Rater-Streuung ist.  $S_E$  misst demnach die Intra-Rater- und  $S_B$  die Interrater-Reproduzierbarkeit. Die entsprechenden Vertrauensintervalle ( $S_{EL}/S_{EU}$  und  $S_{BL}/S_{BU}$ ) beschreiben die jeweilige Reproduzierbarkeit genauer und können direkt mit der im voraus determinierten Toleranzgrenze verglichen werden.

Der Konkordanz-Korrelationskoeffizient nach Lin ist eine Modifikation des Korrelationskoeffizienten nach Pearson und dient der Einschätzung der Reproduzierbarkeit.

Die Reproduzierbarkeit kann folgendermaßen getestet werden: zuerst wird die untere Schranke eines einseitigen 95%-Vertrauensbereiches für  $r_0$  berechnet. Sie wird als lowot (lower-one-tailed) bezeichnet. Die entstehenden Werte

werden mit einem Referenzpegel  $\text{roca}=0.91$  verglichen. Ist  $\text{roca} \leq \text{lowot}$ , gilt die Reproduzierbarkeit als statistisch nachgewiesen.

In den Tabellen wurden die statistischen Ergebnisse auf volle Grade auf- bzw. abgerundet, um praxisnahe Angaben zu erhalten.

Im Falle einer Wiederverwendung des abgebildeten Protokolls, können neue Rater ihre Reproduzierbarkeit mit unseren Normen vergleichen. Die eigenen Korrelationskoeffizienten müssen berechnet werden und sollten innerhalb der LOW/UP Bereiche in den Tabellen 9, 10 und 11 für Intra- oder Inter-Rater resp. liegen. Sollte dies nicht der Fall sein, so ist das ein Hinweis darauf, dass die eigene Reproduzierbarkeit von der unseren abweicht. Sollte die Reproduzierbarkeit schlechter sein, ist womöglich der Messablauf nochmals zu überdenken und zu präzisieren.

## 6 Ergebnisse

(Siehe auch Tabellen A-K im Anhang)

Eine Vorstudie, die 10 Patienten umfasste, ergab, dass für eine repräsentative statistische Auswertung 50 Hunde im Rahmen der Hauptstudie ausgemessen werden sollten (Tabellen der Vorstudie siehe Anhang).

Basierend auf den Erkenntnissen der Pilotstudie wurde das Messprotokoll vor Beginn der Studie, nochmals überarbeitet und z.T. präzisiert (insbesondere die Rotationsmessungen).

Die Resultate wurden mittels der Bland/Altman Methode, der hierarchischen Varianzanalyse und des Konkordanz-Korrelationskoeffizienten nach Lin analysiert.

### Hüftgelenks-Extension (HJExt)

Intra-Rater: Beide Rater konnten ihre Erstmessungen innerhalb der Toleranzgrenze wiederholen und sie waren reproduzierbar.

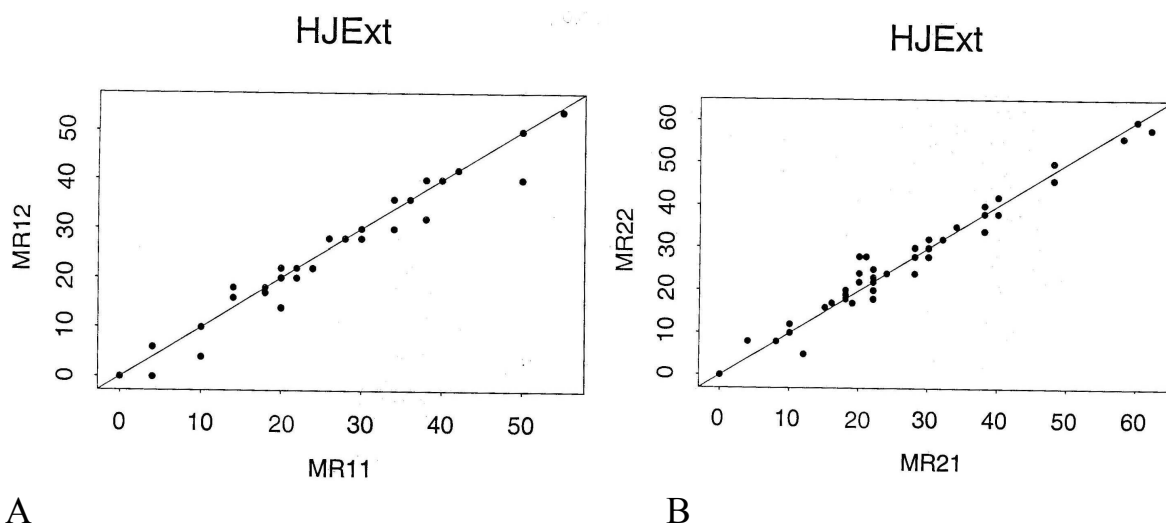


Abb. 24: Graphische Darstellung der Intra-Rater-Reproduzierbarkeit der Hüftgelenks Extension (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 des Raters 2 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade bei Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

Inter-Tester: Die erzielten Messergebnisse lagen innerhalb der vorgegebenen Toleranzgrenze, waren aber nicht reproduzierbar

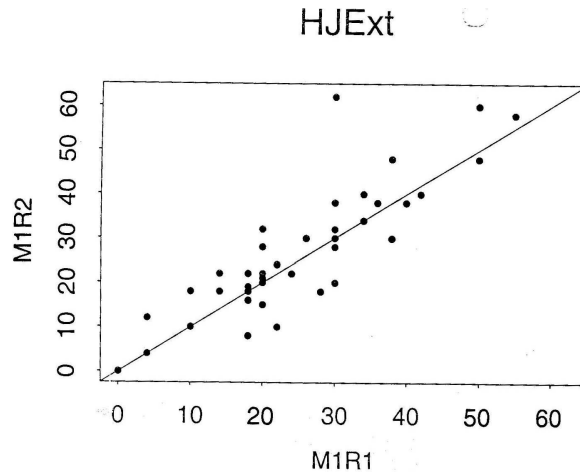
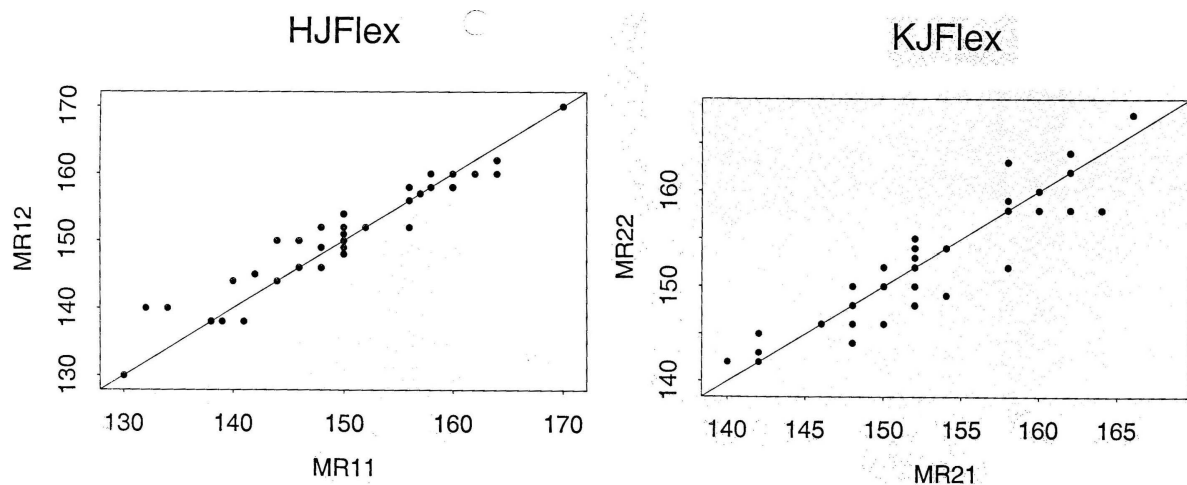


Abb. 25: Graphische Darstellung der Inter-Rater-Reproduzierbarkeit der Hüftgelenks Extension (Messung 1 des Raters 2 gegen Messung 1 des Raters 1) mittels Identitätsgerade.

Die LOW/UP Werte, welche einen Hinweis für zukünftige Messungen durch andere Rater geben, lassen erkennen, dass im Intra- und Inter- Tester Bereich mit Abweichungen bis zu 6° und 15° respektive gerechnet werden muss.

### Hüftgelenks-Flexion (HJFlex)

Intra-Rater Die Resultate lagen bei beiden Ratern innerhalb der geforderten Toleranz und waren reproduzierbar.



A

B

Abb. 26: Graphische Darstellung der Intra-Rater-Reproduzierbarkeit der Hüftgelenks Flexion (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 des Raters 2 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade für Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

Inter-Rater: Die Messergebnisse befanden sich innerhalb des geforderten Intervalls von 5°, waren jedoch nicht reproduzierbar.

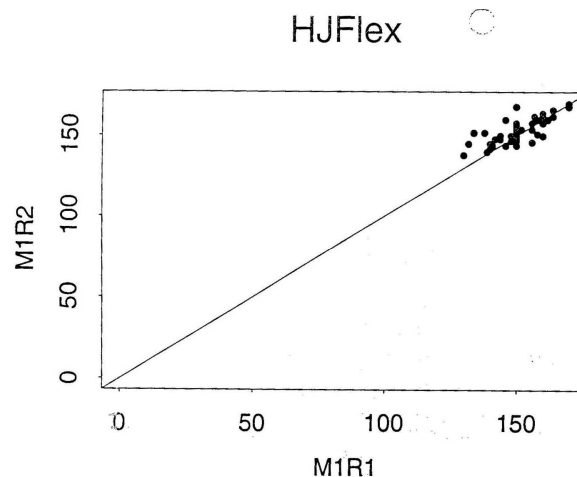


Abb. 27: Graphische Darstellung der Inter-Rater-Reproduzierbarkeit der Hüftgelenksflexion (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 1 des Raters 2) mittels Identitätsgerade.

Die Schranken der Reproduzierbarkeit LOW/UP ließen jedoch für zukünftige Messungen Abweichungen bis zu 6° im Intra- und bis zu 14° im Inter-Tester Bereich erwarten.

### **Individueller Korrekturwinkel der Hüftgelenks-Abduktion (HJAbdIKW)**

Der Individuelle Korrekturwinkel der Hüftgelenksabduktion variierte je nach momentaner Lage des Hundes und hatte demnach keine direkte statistische Bedeutung.

### **Gemessene Hüftgelenks-Abduktion (HJAbd<sub>gem.</sub>)**

Intra-Rater: Die Resultate lagen für beide Rater innerhalb der Toleranzgrenze und waren reproduzierbar.

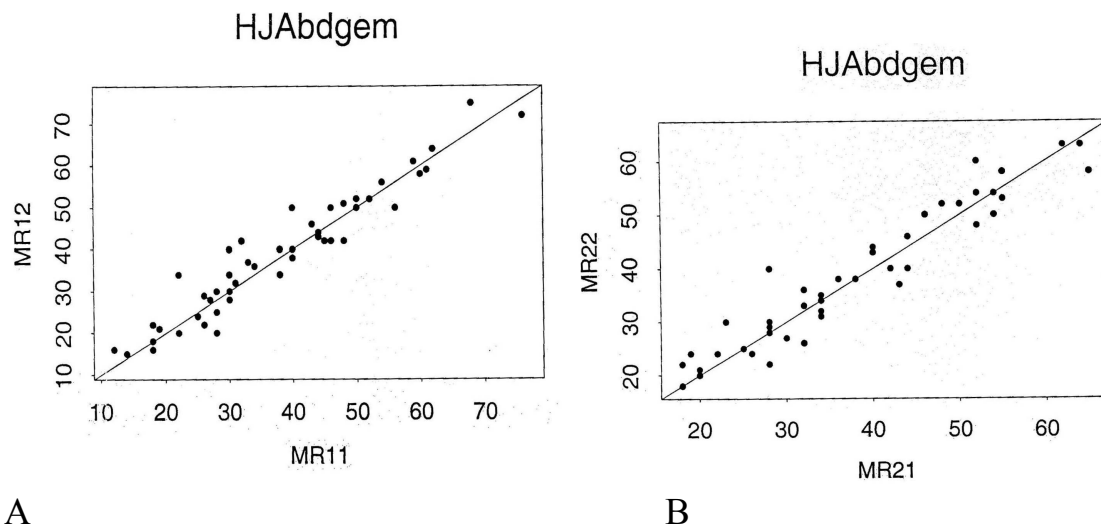


Abb. 28: Graphische Darstellung der Intra- Rater-Reproduzierbarkeit der gemessenen Hüftgelenks-Abduktion (Messung1 des Raters 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 des Raters 2 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade für Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

Inter-Rater: Die Messungen befanden sich im Toleranzintervall, waren jedoch nicht reproduzierbar.

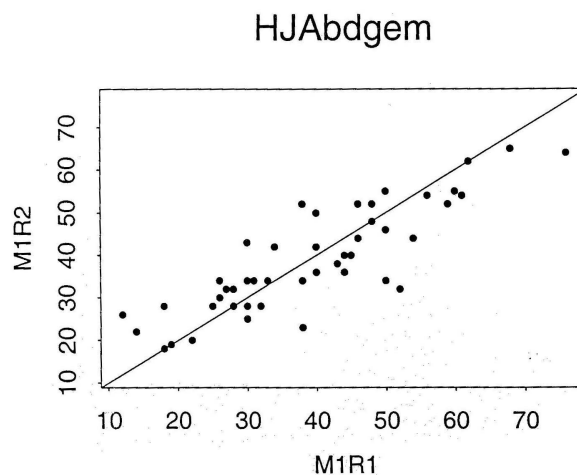


Abb. 29: Graphische Darstellung der Inter- Rater-Reproduzierbarkeit der gemessenen Hüftgelenks-Abduktion (Messung1 des Raters 1 gegen Messung 1 des Raters 2) mittels Identitätsgerade.

Die Schranken der Reproduzierbarkeit LOW/UP ließen auf zukünftige Abweichungen zwischen  $10^\circ$  im Intra-Rater-Bereich und  $15^\circ$  im Inter-Rater-Bereich schließen



## Korrigierte Hüftgelenks-Abduktion ( $HJAbd_{korrr.}$ )

Intra-Rater: Beide Rater produzierten Messergebnisse, die im Rahmen der geforderten Toleranz lagen und auch reproduzierbar waren.

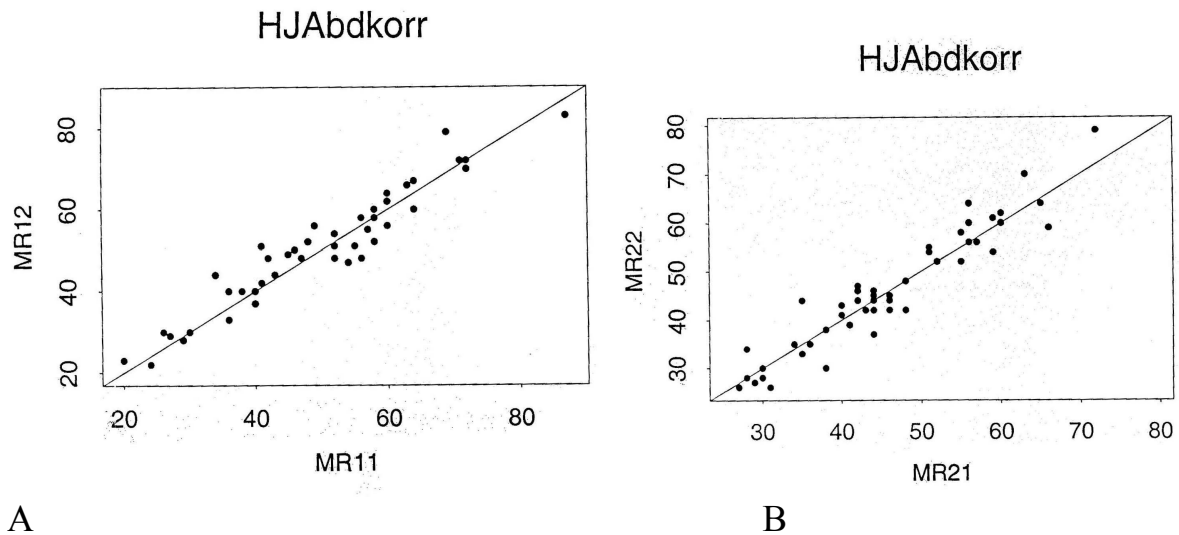


Abb.30: Graphische Darstellung der Intra-Rater-Reproduzierbarkeit der korrigierten Hüftgelenks-Abduktion (Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade für Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

Inter-Rater: Obwohl die Ergebnisse innerhalb des Toleranzintervalls lagen, blieben sie nicht reproduzierbar.

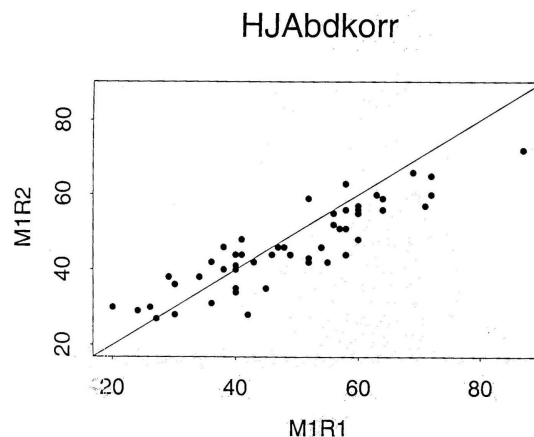


Abb. 31: Graphische Darstellung der Inter-Rater-Reproduzierbarkeit der korrigierten Hüftgelenks-Abduktion (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 1 des Raters 2) mittels Identitätsgerade.

Bei zukünftigen Messungen sollten bei Intra-Rater Messungen mit Abweichungen bis zu  $8^\circ$  und bei Inter-Rater Messungen bis zu  $16^\circ$  gerechnet werden.

## Hüftgelenks-Exorotation (HJRotExo)

Intra-Rater: Die Messergebnisse beider Rater lagen innerhalb der geforderten Toleranz und waren reproduzierbar.

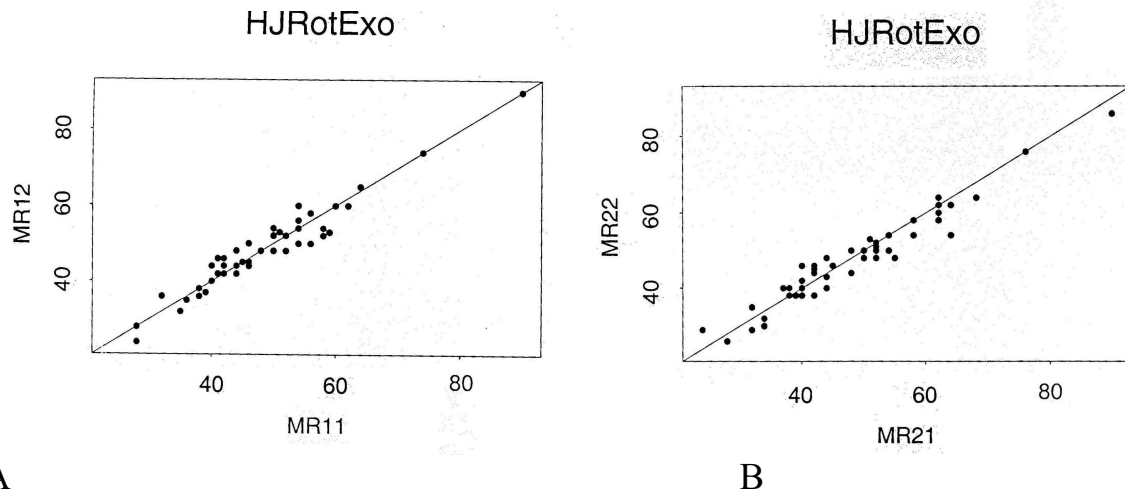


Abb.32: Graphische Darstellung der Intra- Rater-Reproduzierbarkeit der Hüftgelenk-Exorotation (Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade für Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

Inter-Rater: Die Resultate lagen innerhalb des Toleranzintervalls, waren jedoch nicht reproduzierbar.

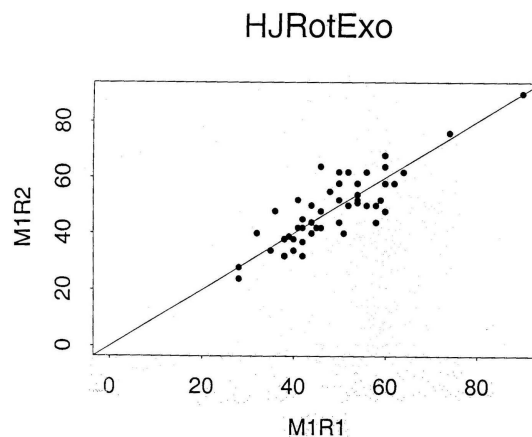


Abb.33: Graphische Darstellung der Inter-Rater-Reproduzierbarkeit der Hüftgelenks Exorotation (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 1 des Raters 2) mittels Identitätsgerade.

Die Schranken der Reproduzierbarkeit LOW/UP wiesen auf zu erwartende Abweichungen von bis zu 7° im Intra-Rater-und bis zu 14° im Inter- Rater-Bereich hin.

## Hüftgelenks-Endorotation (HJRotEndo)

**Intra-Rater:** Rater 1 und Rater 2 produzierten Ergebnisse innerhalb der Toleranz von 10°. Die Messungen des 2. Raters erfüllten die Kriterien der Reproduzierbarkeit, die Ergebnisse des 1. Raters hingegen nicht.

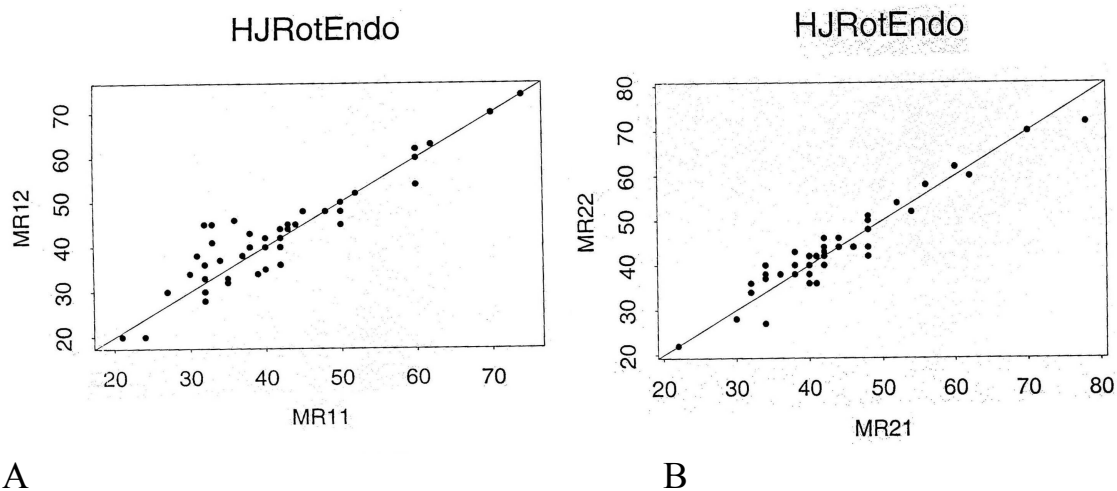


Abb.34: Graphische Darstellung der Intra-Rater-Reproduzierbarkeit der Hüftgelenks-Endorotation (Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade für Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

**Inter-Rater:** Die Messungen lagen innerhalb der erforderlichen Toleranzgrenze, waren jedoch nicht reproduzierbar.

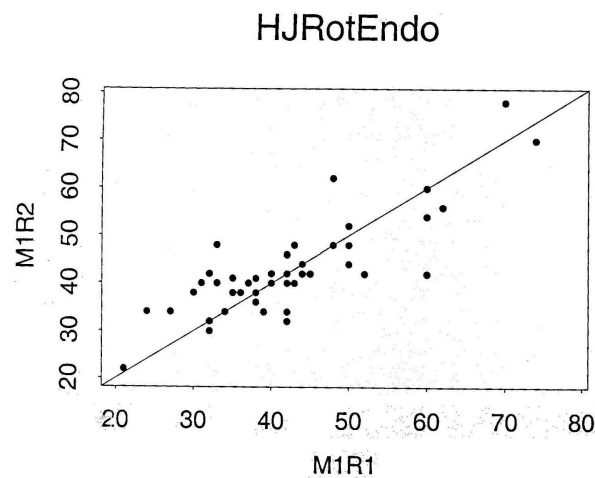


Abb. 35: Graphische Darstellung der Inter-Rater-Reproduzierbarkeit der Hüftgelenks-Endorotation (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 1 des Raters 2) mittels Identitätsgerade.

Die Vertrauensintervalle LOW/UP ließen Abweichungen im Intra-Rater- bis zu 9° und im Inter-Rater-Bereich bis zu 14° in zukünftigen Messungen vermuten.

### Kniegelenks-Extension (KJExt)

**Intra-Rater:** Beide Rater maßen gleichermaßen sicher und die KJExt war gemeinsam mit der TJExt die Intra-Rater Messung mit der geringsten Streuung. Die Resultate lagen innerhalb der gewünschten Toleranz und waren nach Lin's Kriterien reproduzierbar.

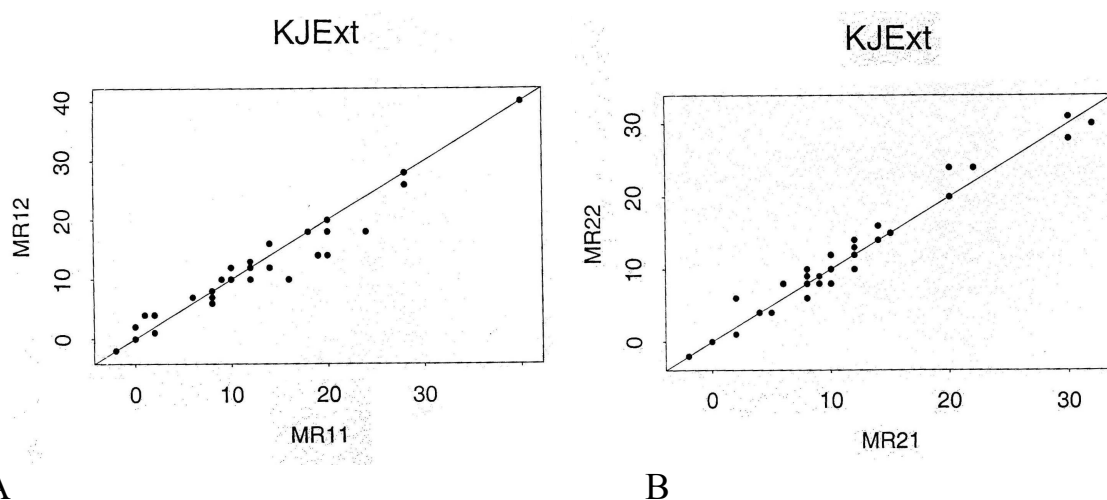


Abb. 36: Graphische Darstellung der Intra-Rater-Reproduzierbarkeit der Kniegelenks-Extension (Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade für Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

**Inter-Rater:** Die Resultate lagen innerhalb der Toleranz von 5°, aber sie waren nicht als reproduzierbar zu bezeichnen.

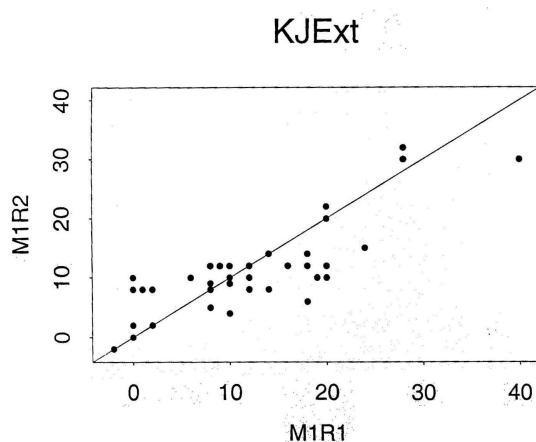


Abb. 37: Graphische Darstellung der Inter-Rater-Reproduzierbarkeit der Kniegelenks-Extension (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 1 des Raters 2) mittels Identitätsgerade.

Während Intra-Rater-Messungen zukünftig mit einer Maximalabweichung von bis zu  $5^\circ$  zu erwarten sind, liegen die Abweichungen in der Inter-Rater-Varianz bei bis zu  $11^\circ$ .

### Kniegelenks-Flexion (KJFlex)

**Intra-Rater:** Die Ergebnisse lagen bei beiden Ratern innerhalb der Toleranz von  $5^\circ$ , während Rater 1 reproduzierbar maß, waren die Messungen des 2. Raters nicht reproduzierbar.

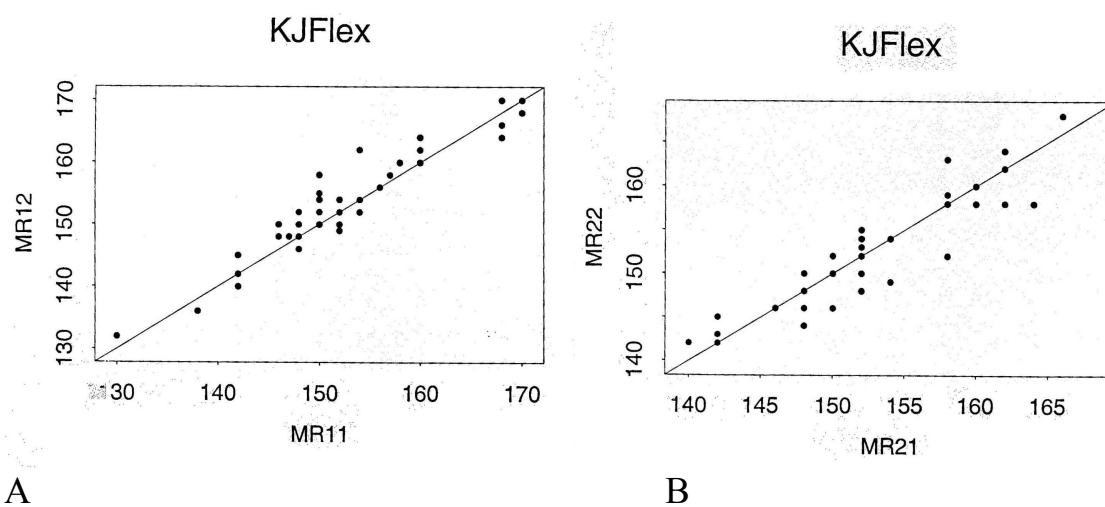


Abb. 38: Graphische Darstellung der Intra- Rater-Reproduzierbarkeit der Kniegelenks-Flexion (Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade für Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

**Inter-Rater:** Die Resultate lagen innerhalb der Toleranzspanne, jedoch waren sie nicht reproduzierbar.

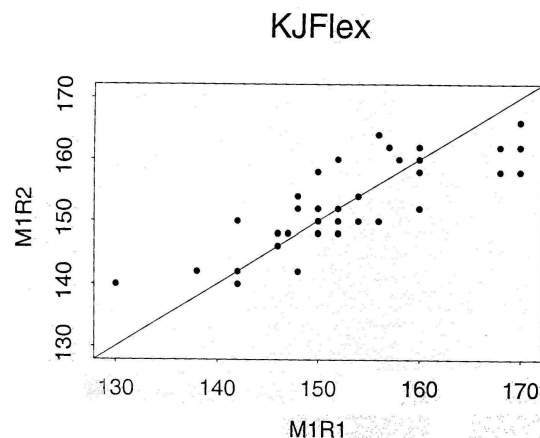


Abb. 39: Graphische Darstellung der Inter- Rater-Reproduzierbarkeit der Kniegelenks-Flexion (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 1 des Raters 2) mittels Identitätsgerade.

Die Schranken der Reproduzierbarkeit LOW/UP verdeutlichten, dass in weiteren Messungen mit Abweichungen im Intra-Rater-Bereich bis zu 6° und im Inter-Rater Bereich bis zu 10° gerechnet werden muss.

### Kniegelenks-Exorotation (KJRotExo)

**Intra-Rater:** Die Messungen lagen bei beiden Ratern innerhalb der geforderten Toleranz und waren reproduzierbar.

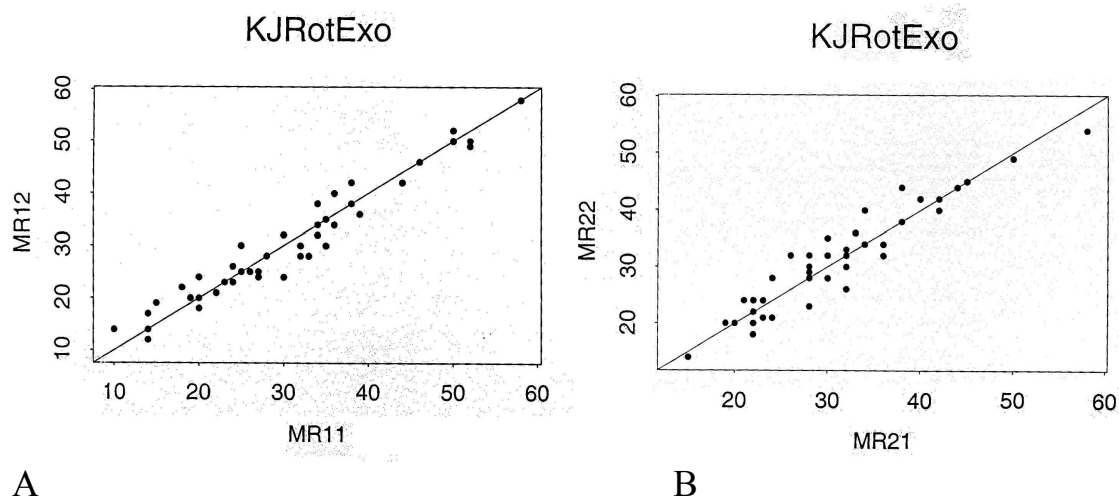


Abb. 40: Graphische Darstellung der Intra-Rater-Reproduzierbarkeit der Kniegelenks-Exorotation (Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade für Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

**Inter-Rater:** Die Messergebnisse lagen innerhalb der Toleranzgrenze, waren jedoch nicht reproduzierbar.

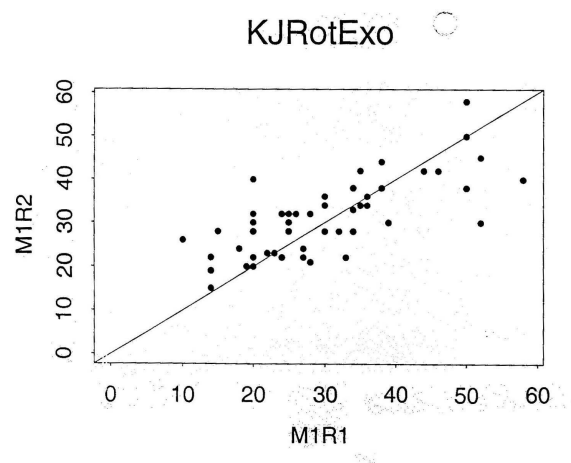


Abb. 41: Graphische Darstellung der Inter-Rater-Reproduzierbarkeit der Kniegelenks-Exorotation (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 1 des Raters 2) mittels Identitätsgerade.

Die Schranken der Reproduzierbarkeit LOW/UP ließen auf eine zu erwartenden Abweichung von maximal 6° im Intra- und 17° im Inter-Rater-Bereich schließen (s. Tabellen im Anhang).

### Kniegelenks-Endorotation (KJRotEndo)

Intra-Rater: Beide Rater duplizierten ihre Messungen innerhalb der geforderten Toleranz und lieferten auch reproduzierbare Ergebnisse.

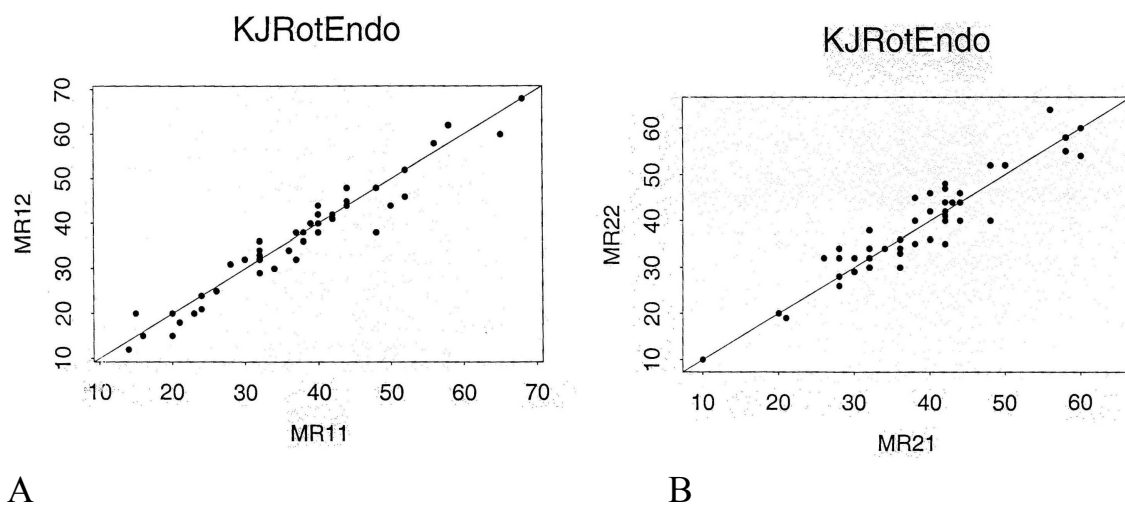


Abb. 42: Graphische Darstellung der Intra-Rater-Reproduzierbarkeit der Kniegelenks-Endorotation (Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade für Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

Inter-Rater: Die Ergebnisse lagen innerhalb der Toleranz, waren jedoch nicht reproduzierbar.

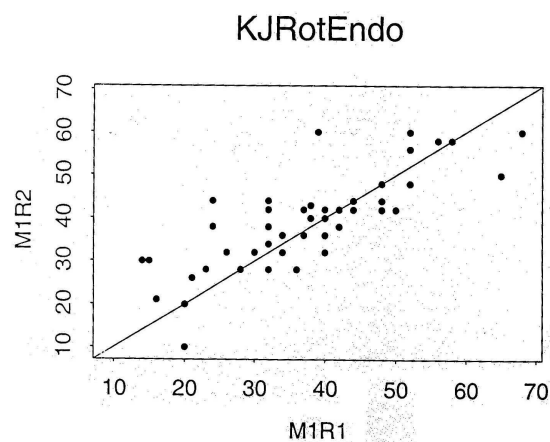
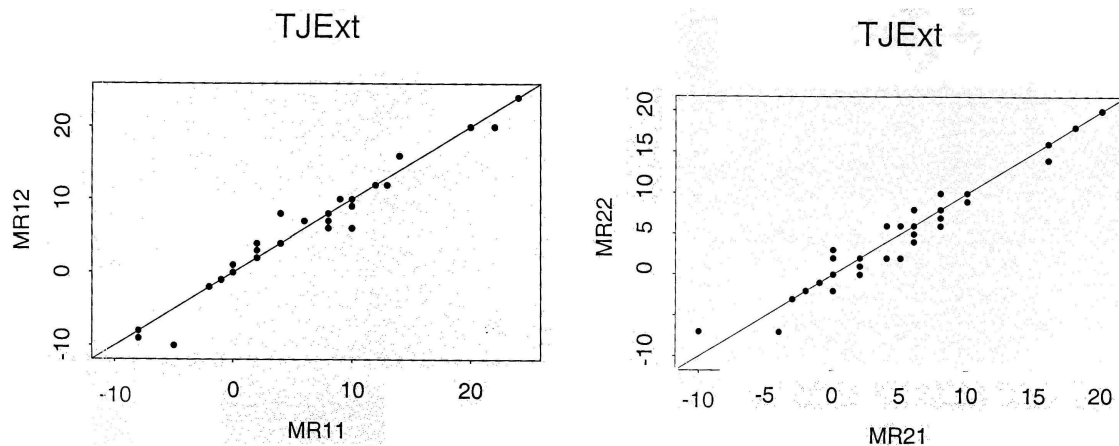


Abb. 43: Graphische Darstellung der Inter-Rater-Reproduzierbarkeit der Kniegelenks-Endorotation (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 1 des Raters 2) mittels Identitätsgerade.

Die Schranken der Reproduzierbarkeit LOW/UP ließen Abweichungen von maximal 8° im Intra- und 17° im Inter-Rater Bereich erwarten.

### Tarsalgelenks-Extension (TJExt)

Intra-Rater: Beide Rater maßen innerhalb der Toleranzgrenze von 5° und produzierten reproduzierbare Messergebnisse.



A

B

Abb. 44: Graphische Darstellung der Intra- Rater-Reproduzierbarkeit der Sprunggelenks-Extension (Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade für Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

Inter-Rater: Die Messungen lagen innerhalb der geforderten Toleranz, waren aber nicht reproduzierbar.

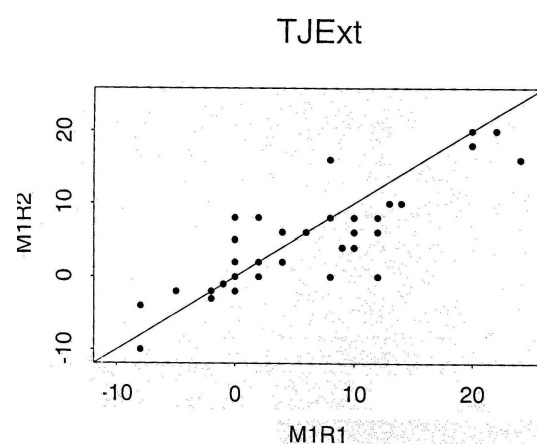


Abb. 45: Graphische Darstellung der Inter-Rater-Reproduzierbarkeit der Sprunggelenks-Extension (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 1 des Raters 2) mittels Identitätsgerade.

Die prospektiven Werte der Schranken der Reproduzierbarkeit ließen maximale Abweichungen von bis zu 4° im Intra- und 9° im Inter-Rater Bereich erwarten.



## Tarsalgelenks-Flexion (TJFlex)

Intra-Rater: Die Intra-Rater-Messergebnisse lagen sowohl bei Rater 1 als auch bei Rater 2 innerhalb der geforderten Toleranz, jedoch waren sie auch bei beiden Ratern nicht reproduzierbar.

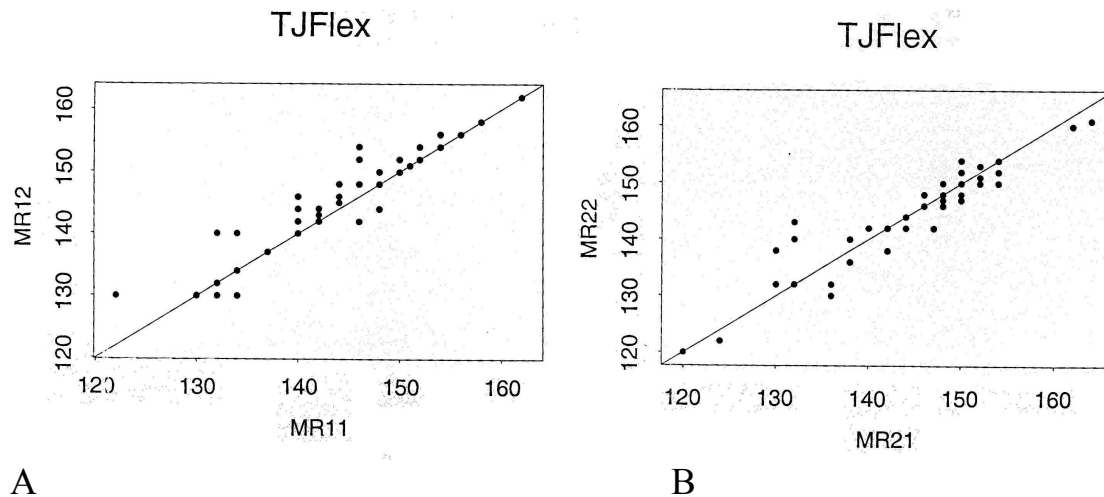


Abb. 46: Graphische Darstellung der Intra-Rater-Reproduzierbarkeit der Sprunggelenks-Flexion (Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 1 und Messung 1 gegen Messung 2 des Raters 2) mittels Identitätsgerade für Rater 1 (A) und Rater 2 (B).

Inter-Rater: Die Resultate lagen innerhalb der Toleranz, aber sie waren nicht reproduzierbar.

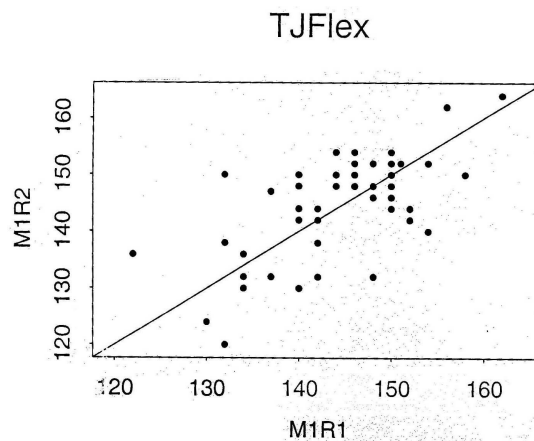


Abb. 47: Graphische Darstellung der Inter-Rater-Reproduzierbarkeit der Sprunggelenks-Flexion (Messung 1 des Raters 1 gegen Messung 1 des Raters 2) mittels Identitätsgerade.

Die Schranken der Reproduzierbarkeit ließen auf zukünftige Abweichungen im Intra-Rater-Bereich von bis zu 7° und im Inter-Rater-Bereich von bis zu 14° schließen.

Zusammenfassend kann man demnach sagen, dass Rater 1 in der Hauptstudie reproduzierbare Messungen lieferte, mit Ausnahme der HJRotEndo und TJFlex und dass Rater 2 innerhalb der geforderten Reproduzierbarkeitskriterien maß, mit Ausnahme von KJFlex und TJFlex.

Die Untersuchung der Inter-Rater-Werte in Bezug auf den Konkordanz-Korrelationskoeffizient ergab, dass keine der Messungen die Forderungen der Reproduzierbarkeit erfüllte.

## **7 Diskussion**

### **7.1 Modifikation der AO Neutral-0 Methode**

#### **7.1.1 Die Knochenpunkte**

Wie der englischsprachige Ausdruck „anatomical landmarks“ beschreibt, fanden Knochenpunkte schon immer Anwendung als Orientierungshilfe für den Mediziner. Die AO Neutral-0 Methode bediente sich zu ihrer Orientierung jedoch in erster Linie der Körperachsen - basierend auf der Existenz einer spezieübergreifenden Neutral-Stellung in Gestalt der anatomischen Normalhaltung. Auch die Platzierung des Goniometers erfolgte in der ursprünglichen Methode entlang dieser Achsen. In der Vergangenheit arbeiteten einige tiermedizinische Autoren bereits in unterschiedlicher Intensität mit den Knochenpunkten als Orientierungshilfen bei der Gelenkwinkelmessung. Die knöchernen Strukturen in unserer Studie ließen sich in 2 Gruppen unterteilen: a) die gelenksnahen, welche das Rotationszentrum verkörperten (Trochanter major für HGExt/HGFlex/HGAbd, Epicondylus lateralis für KGExt/KGFlex, Malleolus lateralis für TGExt/TGFlex, Ligamentum patellae für HGRot und Calcaneus auf Höhe der Malleoli für KGRot) und b) die achsennahen, welche in der Verlaufsrichtung der Achsen der an der Gelenkung beteiligten Röhrenknochen lagen (Tuber coxae, Tuber ischiadicum und Epicondylus lateralis für die HGExt/HGFlex, Trochanter major und Malleolus lateralis für KGExt/KGFlex, Caput fibulae und Caput ossis metatarsalis V für TGExt/TGFlex, Epicondylus lateralis für HGAbd, Margo cranialis tibiae und dessen distale Verlängerung für HGRot und die Plantarflächen der Metatarsalknochen III und IV für KGRot). Für beide Gruppen galt, dass es sich bei den Knochenpunkten nicht um tatsächliche physikalische Gelenkmittelpunkte oder Achsenpunkte handelte, sondern um anatomisch vorgegebene Strukturen, die diesen Punkten so nah als möglich kamen. Ihr absoluter Abstand zueinander zeigte demnach die zu erwartenden Variationen mit unterschiedlicher Größe des Tieres, aber die Relationen der Distanzen verhielten sich proportional zueinander. Auf diese Weise entstand durch die Punkte, vergleichbar mit Koordinaten in einem Koordinatennetz, ein

Rastersystem, welches uneingeschränkt auf jedes Tier anwendbar war. Dennoch musste man schlussfolgern, dass die sich ergebenden Winkelungen nicht den exakten physikalischen Winkeln entsprechen konnten, sondern den tatsächlichen Werten nur sehr nahe kamen.

Faktoren, welche die Identifikation der Knochenpunkte negativ beeinträchtigten, waren große Weichteilmassen (Muskulatur, Fett) und degenerative Veränderungen der Gelenke. Obwohl diese negativen Voraussetzungen bei mehreren der Patienten vorhanden waren, ließ sich das Goniometer mit ausreichender Sicherheit platzieren.

### **7.1.2 Die Neutral-Linie**

Während die Neutral-Linien sich in der ursprünglichen AO Neutral-0 Methode anhand der Achsen ergaben (Debrunner, 1971; Ryf und Weymann, 1999), wurden sie in der modifizierten Methode bei den Tieren durch Knochenpunkte oder mittels Wasserwaage determiniert. In den Extensions- und Flexionsmessungen bestimmten ausschließlich Knochenpunkte die Lage der Neutral-Linien. Die gedachte Verlängerung der Verbindung durch die jeweiligen Koordinaten stellte sich als maximale Extension der jeweiligen Bewegung dar. Bei Abduktions- und Rotationsmessungen wurden diese Linien durch Knochenpunkte in Verbindung mit der Schwerkraft (Wasserwaage) determiniert. Die Verlängerung dieser Verbindung schuf eine neutrale Ausgangsebene für die jeweiligen Bewegungen.

### **7.1.3 Festlegung der Winkel der umgebenden Gelenke**

Eine Definition der Winkelung der umliegenden Gelenke bei der Messung einer speziellen Bewegung erwies sich als unumgänglich. Insbesondere die Rotationsmessungen und die Abduktion der Hüfte profitierten von diesem Vorgehen. Indem alle drei Gelenke während der Bewegungsausführung in einer Flexion von 90° gehalten wurden, konnte eine Verfälschung des Ergebnisses durch Interaktion von anderen Gelenken weitgehend minimiert werden.

Bei den Extensionen und Flexionen ging es in erster Linie um eine Vereinheitlichung der Ausgangslage für die Messung und darum, den Einfluss der Muskulatur und des Bandapparates gering zu halten.

Tab. 2: Winkelungen der umgebenden Gelenke (vertikale Spalten) bei speziellen Messungen (horizontale Zeilen) in Grad.

	Hüftgelenk	Kniegelenk	Sprunggelenk
<b>Hüftgelenk</b>			
Extension	-	0-40	0-40
Flexion	-	100-160	Nicht festgelegt
Abduktion	90	90	90
Rotation	90	90	90
<b>Kniegelenk</b>			
Extension	40-80	-	0-40
Flexion	110-160	-	110-160
Rotation	90	90	90
<b>Sprunggelenk</b>			
Extension	80-110	0-30	-
Flexion	120-160	120-160	-

#### 7.1.4 Das Messprotokoll

„Viele erkennen die Notwendigkeit einer Standardisierung der Lagerung des Patienten und der Positionierung des Mess-Instrumentes, aber nur wenige stellen dieselben Forderungen an das Mess-Protokoll“, stellte Moore bereits 1949 in dem Teil 1 einer Artikel-Trilogie über Gelenkwinkelmessungen beim Menschen fest (Moore, 1949a). Die Fehleranfälligkeit eines komplizierten Vorganges kann demnach drastisch reduziert werden, wenn der durchführenden Person eine detaillierte Anleitung zur Verfügung gestellt wird. In der vorliegenden Studie maßen ein erfahrener Untersucher (Rater 1, Tierphysiotherapeut) und ein unerfahrener Untersucher (Rater 2, Doktorandin). Es galt, die mangelnde Erfahrung des zweiten Untersuchers durch eine solche Gebrauchsanweisung auszugleichen. Und in der Tat beobachtete man weniger eine steigende Lernkurve des ungeübten Untersuchers mit zunehmender Erfahrung, als vielmehr eine direkte Verbesserung der „Problem-Messungen“ der Vorstudie (in erster Linie der Rotationen) durch weitere Spezifizierung der Mess-Anleitung. Insbesondere die Bestimmung der umliegenden Gelenkwinkelungen und die Fixation der Gliedmaßen-Längsachse in einer zum Untergrund parallelen Ebene während den Messungen verminderte die Intra-

und Inter-Rater-Divergenz beträchtlich. Anfängliche Unsicherheiten im Bereich der Handhabung wurden nachweislich zufrieden stellend durch akkurate Beschreibung der Handhaltung und Bewegungsführung ausgeglichen.

Einige Messungen, in erster Linie diejenigen, die eine Wasserwaage erforderten, wie die Hüftgelenks-Abduktion, und die Hüft- und Kniegelenks-Rotationen, machten die Assistenz einer zweiten Person notwendig. Es war bereits früh in der Vorstudie ersichtlich geworden, dass eine gleichzeitige kontrollierte Führung der Gliedmasse und ein exaktes Einstellen der empfindlichen Wasserwaage nicht möglich war.

Die Einteilung des Messprotokolls deckte die Bereiche Lagerung des Patienten, Position des Untersuchers, Positionierung des Goniometers entlang der Knochenpunkte, Handhaltung des Untersuchers und Führung der Bewegung sowie letztendlich Notation der erzielten Resultate in Relation zu der jeweiligen Neutral-Linie.

Die Integration eines Aufwärm- Programms durch passive Manipulation aller Gelenke durch ihre volle Bewegungsspanne erfolgte aufgrund einer einzelnen humanmedizinischen Veröffentlichung (Atha und Wheatley, 1976) und den eigenen Erfahrungen im Zuge der vorgeschalteten Übungsmessungen. Die betreffenden Autoren beschrieben einen mobilisierenden Effekt durch Gelenkwinkelmessungen. Diese Beobachtung deckte sich mit unserer Erfahrung. Atha und Wheatley führten diese These noch weiter, indem sie die notwendige Anzahl von mobilisierenden Bewegungen bis zum Erreichen einer stabilen Plateauphase ohne weitere ausschlaggebende Veränderung auf 8-10 Wiederholungen festlegten. Eine andere Vermutung, welche sich nach Studium weiterer Literaturquellen aufdrängt, ist die, dass Dehnung, alleine oder in Kombination mit Aufwärm-Übungen, den deutlichsten mobilisierenden Effekt besitzt (Wiktorsson-Moller et al., 1983; Hubley et al., 1984; Stewart und Sleivert, 1998). Aus diesen Gründen, gestützt durch eigene Erfahrungen, entschlossen wir uns, das dehnende Aufwärmtraining, im Sinne einer langsamen und kontrollierten passiven Manipulation der Gelenke bis annähernd zu den Maximalpunkten der Bewegung, in das Messprotokoll zu integrieren. Die Zahl der Wiederholungen wurde auf zehn festgelegt. Das Ziel war, eine potentielle Fehlerquelle aus der Serie von Messungen zu eliminieren.

### **7.1.5 Die Notation**

Die Aufzeichnung der Resultate erfolgte in der Weise der Null-Durchgangsmethode, in dieser Studie als „3-Werte-System“ bezeichnet (s. 3.2.1.4). Die eindeutigen Vorteile dieser Form der Dokumentation lagen in der unmissverständlichen Aussagekraft und dem geringen Arbeitsaufwand der Umsetzung. Die beiden gemessenen Werte wurden in Relation zu der obligatorisch enthaltenen Null gesetzt. So enthielt die Dreierkonstellation neben einer numerischen Aussage zudem eindeutige Information über den Verlauf der Bewegung. Die Übernahme dieser Notationsmethode erwies sich in der vorliegenden Studie als vorteilhafte Entscheidung, denn sie ermöglicht eine fehlerarme Kommunikation der Resultate.

### **7.1.6 Entwicklung der Goniometer-Typen**

Die Entscheidung, das Universalgoniometer in verschiedenen Weisen abzuändern, entstand während der ersten Übungsmessungen aufgrund der zum Teil komplizierten Handhabung des Instrumentes. Der erste Gedanke war jedoch, ein einziges Instrument zu schaffen, welches mittels Schrauben und Scharnieren individuell an den jeweiligen Gebrauch angepasst werden sollte. Als Alternative dazu erwogen wir eine Art „Goniometer-Bausatz“, der durch unterschiedliche Schenkel in verschiedensten Längen und Breiten den analogen Effekt haben sollte. Beide Ideen wurden verworfen, da weitere Gelenke und Schrauben als zusätzliche Fehlerquellen eingestuft wurden und ein Zusammenbauen und Umschrauben als negativer Zeitfaktor erschien. Die letztendlich entstehenden Goniometer-Typen I-V (davon bei der Hintergliedmaße nur I-IV gebräuchlich) ließen sich durch einfache Modifikationen herstellen und erwiesen sich als um vieles leichter in der Handhabung bei einigen Messungen als der Prototyp. Letztendlich trug diese Maßnahme zusätzlich zur optimalen Minimierung der Fehleranfälligkeit der Messungen bei.

### 7.1.7 Lernprozeß

Die im Vorfeld der eigentlichen Studie durchgeführte Vorstudie hatte den Zweck, die statistischen Anforderungen an die Studie näher zu definieren, aber auch, auf eventuelle Mängel im Messprotokoll aufmerksam zu machen. Dies lieferte erste Denkanstöße, die zu Verbesserungen des Protokolls vor Beginn der Hauptstudie, aber auch in den frühen Phasen der Untersuchungen führten.

Einige Messungen, insbesondere die Extensionen und Flexionen, erbrachten von Anfang an repräsentative Ergebnisse. Jedoch wurde bald klar, und das stellte sich insbesondere bei der Kniegelenks-Extension heraus, dass es unbedingt notwendig war, die umliegenden Gelenkwinkel zu definieren. Eine unterschiedliche Winkelung der umliegenden Gelenke führte bei den anfänglichen Messungen häufig zu divergierenden Ergebnissen. Biartikuläre Muskelgruppen spielen beispielsweise eine Rolle bei der Kniegelenks- und Tarsalgelenks-Extension. Die Muskulatur der kaudalen Oberschenkelregion, in der Physiotherapie als Hamstring-Muskulatur bezeichnet, umfasst den M. biceps femoris, M. gracilis, M. semitendinosus und den M. semimembranosus. Diese Muskeln strecken das Hüft-, teilweise auch das Sprunggelenk und beugen das Kniegelenk (Ausnahme: M. gracilis streckt das Kniegelenk). Bei gebeugtem Hüftgelenk hätte diese Muskelgruppe demnach eine relativ hohe Grundspannung, welche noch erhöht würde bei einer Extension des Kniegelenkes. Die tatsächliche Mobilität des Kniegelenkes wäre durch einen erhöhten Muskeltonus maskiert und würde reduzierter erscheinen, als sie tatsächlich wäre.

Der Fersen-Sehnenstrang besteht zum Großteil aus der Endsehne des M. gastrocnemius, des weiteren aus der Endsehne des M. flexor digitalis superficialis und der gemeinsamen Endsehne der Mm. semitendinosus und biceps femoris. Bei einem gestreckten Kniegelenk verhindert ein erhöhter Muskeltonus eine vollständige Flexion des Tarsalgelenkes. Wird das Kniegelenk dagegen leicht gebeugt, lässt der entspannte Fersen-Sehnenapparat eine maximale Beugung des Sprunggelenkes zu.

Sowohl bei der Hüftgelenks-Abduktion als auch bei den verschiedenen Rotationen wurden alle Gelenke auf 90° Extension/Flexion gebracht, um zusätzlichen Muskel-Einflüssen entgegenzuwirken. Die parallele Gliedmaßen-Positionierung zum Tisch wirkte einem Abkippen von Extremitäten-Abschnitten entgegen und verhinderte so einen Einfluss von unbeteiligten Muskelgruppen.



Die komplexe Hüftgelenks-Abduktion wurde vor Studien-Beginn als problematischste Messung eingestuft, aber der Studienverlauf zeigte schon bald, dass sich die erzielten Ergebnisse sogar mit denen der Extensionen und Flexionen vergleichen ließen. Diese Beobachtung lässt sich dadurch erklären, dass diese Messung aufgrund ihres Schwierigkeitsgrades am exaktesten durchdacht und protokolliert worden war. Dazu kam noch, dass es in der bestehenden Literatur keine vergleichbare Technik gab, eine Tatsache, die dazu führte, dass auch der erfahrene Rater 1 vollständig auf das entwickelte Protokoll angewiesen war.

Die Rotationsmessungen stellten für eine Weile das größte Problem dar, was dadurch bedingt war, dass die Bewegungen mehrere Ebenen umfassten und daher fehleranfälliger waren. Die Forderung, alle Gelenkwinkel bei dieser Messung auf 90° Grad zu bringen und darauf zu achten, die Gliedmaße möglichst parallel zur Unterlage zu halten, zeigte insbesondere bei dem Rater 2 und den Inter-Rater-Messungen deutliche Verbesserungen. Die zusätzliche Neuerung, die zu messende Gliedmaße des Hundes bei der Hüftgelenks-Exorotation über die Tischkante herausragen zu lassen, wurde erst nach ungefähr 40 Messungen integriert und daher spiegelt sich diese bedeutende Verbesserung nicht ausreichend in den statistischen Zahlen wider.

Im Verlauf der Studie ließ sich eine verminderte Abweichung in den Messungen der Hüft- und Kniegelenks-Extensionen erkennen. Als Begründung für diese Entwicklung war die zunehmende Integration der Bewegungs-Diagramm-Theorie nach Maitland (1991) im Laufe der Hauptstudie anzuführen. Als der Rater 2 noch nicht mit der praktischen Anwendung dieser Theorie vertraut war, notierte er oft den maximalen Extensionspunkt wesentlich früher, da der Hund die Position, an der er erstmals Schmerz empfand, durch eine Abwehrbewegung kennzeichnete. Dies war jedoch nicht mit dem tatsächlichen maximale Endpunkt der Bewegung identisch. Rater 1 war mit diesem Phänomen vertraut und konnte die Bewegung durch vorsichtige Manipulation und kleine Oszillationen über diesen kritischen Punkt hinweg fortführen. Die resultierenden Divergenzen im Inter-Rater Bereich und auch die Intra-Rater Messungen des Rater 2 verbesserten sich deutlich nach Angleichen des Wissensstandes. Wie bereits erwähnt, kam bei der Kniegelenks-Extension noch hinzu, dass die Streckung durch die fehlende Definition der umliegenden Gelenkwinkel in

ganz unterschiedliche Richtungen erfolgen konnte. Während der eine Untersucher das Bein gerade oder in leicht kaudaler Neigung streckte und dabei das Hüftgelenk unter 90° Grad hielt, führte der andere die Bewegung eher nach kranial, was einen größeren Hüftgelenks-Winkel erforderte. Letztere Bewegung nach kranial hatte durch den Gegenzug der kaudalen Oberschenkel-Muskulatur eine stärkere Spannung zur Folge und verringerte dementsprechend den erzielten Bewegungsradius. Durch die einheitliche Festlegung der umliegenden Gelenkwinkelungen wurde diese Diskrepanz weitgehend beseitigt.

## **7.2 Patientengut**

Das Ziel der Studie war es, unter anderem die modifizierte Methode auf ihre Alltagstauglichkeit in der Klinik zu testen. Es wurden insgesamt 60 Hunde vermessen, davon 10 in der Vor- und 50 in der Hauptstudie. Alle gemessenen Tiere tolerierten die Durchführung gut, einzelne waren etwas unruhig, was sich aber weniger auf die Manipulation selbst, als vielmehr auf die für sie ungewohnte Seitenlage zurückführen ließ. Es wurden keine Schmerzzeichen nachfolgend der Messung beobachtet. Degenerative Gelenkerkrankungen, wie beispielsweise Hüftgelenksarthrose, wurden häufig angetroffen, obwohl die Tiere meist nicht aus diesem Grund in der Klinik vorgestellt wurden. Trotz wahrscheinlich schmerzhafter Zustände variierender Intensität konnten die Messungen durch langsame und vorsichtige Bewegung problemlos durchgeführt werden.

Einige Hunde wurden aus organisatorischen Gründen in Sedation gemessen. Jaegger et al. (2002) führten in ihrer Untersuchung von 16 gesunden Labrador Retrievern an, dass Sedation beim gesunden Hund keine Auswirkung auf den Bewegungsumfang eines Gelenkes habe. Unsere Studie ermöglichte keinen direkten Vergleich zwischen sediertem und unsediertem Zustand, da die Hunde nur einmal gemessen wurden. Nach der Lehre der Bewegungsdiagramm-Theorie (Maitland, 1991) kann der maximale Endpunkt unterschiedliche Qualitäten haben: Einschränkung durch Schmerz oder Mechanik. Ersteres wird durch eine Sedation sicherlich in seiner Intensität reduziert. Die Mechanik kann von muskulärer oder knöcherner Beschaffenheit sein und verbleibt demnach unbeeinflusst durch eine Sedation.

Für die Qualität der Messungen erwies sich die Sedation eindeutig als Vorteil, was mit der besseren Handhabung der Patienten zusammenhing.

Mangelnde Kooperationsbereitschaft der Hunde verursachte die größten Divergenzen in den Messergebnissen. Als weitere Fehlerquellen von Seiten der Patienten wurden eine sehr ausladende Körpergröße (z.B. Bernhardiner mit 60 kg) oder sehr kleine Statur (z.B. West Highland White Terrier mit 6 kg) identifiziert. Ursache der Problematik waren die in Relation zu großen oder kleinen Instrumente und Hände. Optimal zu vermessen dagegen waren durchschnittlich genährte bis dünne Hunde mittlerer Größe (z.B. Labrador, Golden Retriever).

### **7.3 Diskussion der Ergebnisse**

In der humanmedizinischen Literatur findet man vielfach Beobachtungen, die belegen, dass Intra-Rater-Messungen wesentlich reproduzierbarer sind als Inter-Rater-Messungen (Hellebrandt et al., 1949; Hamilton und Lachenbruch, 1968; Low, 1976; Boone et al., 1978; Grohmann, 1983; Rothstein et al., 1983; Gajdosik und Bohannon, 1987). Einige Autoren sprechen sogar die Empfehlung aus, dass Messungen immer von ein und derselben Person vorgenommen werden sollten (Hellebrandt et al., 1949; Hamilton und Lachenbruch, 1968; Low, 1976; Rothstein et al., 1983). Angaben über Erfahrungen in der Tiermedizin zu diesem Thema fehlen. Wir können nach beendeter Studie schlussfolgern, dass die Messungen, welche durch eine Person ausgeführt wurden, in jedem Fall weniger Abweichungen untereinander aufwiesen, als Wiederholungen, welche durch unterschiedliche Rater produziert wurden. Tabelle 5 im Anhang illustriert diese Beobachtung. In diesem Sinne ist es ratsam, Messungen an einem bestimmten Patienten, wenn organisatorisch möglich, von ein und derselben Person durchführen zu lassen.

Die Intra-Rater-Messungen lagen ausnahmslos innerhalb der gesetzten Toleranzintervalle. Sie waren zudem reproduzierbar, mit Ausnahme der Hüftgelenks-Endorotation (Rater 1), der Kniegelenks-Flexion (Rater 2) und der Tarsalgelenks-Flexion (Rater 1 und Rater 2).

Die Hüftgelenks-Endorotation war, wie auch die Exorotation, eine der schwierigeren Messungen, aufgrund der Tatsache, dass eine Bewegung der Gliedmaße in zwei Ebenen notwendig war. Die Führung der Extremität bei gleichzeitiger Kontrolle der Gelenkwinkelungen und korrekten Position des Goniometers war sehr schwierig. Minimale Abweichungen des proximalen Gliedmaßenabschnittes von der horizontalen Grundlinie oder eine inkonstante Winklung des Knies hatten maximale Abweichungen zur Folge.

Grosse Mengen an Weichteilgewebe erschwerten die korrekte Messung der Kniegelenks-Flexion. Je nach Ernährungszustand und Größe des Hundes behinderten Muskel- und Fettgewebe oder Hautfalten die Platzierung des Goniometers sowie die Führung der Extremität.

Die Tarsalgelenks-Flexion variierte stark in Abhängigkeit von der Winklung des Knie- und Hüftgelenkes, die artikuläre Beweglichkeitsspanne nahm proportional mit steigender Beugung der beiden anderen Gelenke zu. Die uneinheitliche Winklung der Gelenke bei der Messung kann als Ursache für die Divergenzen interpretiert werden.

In der Humanmedizin wurden mehrfach sogenannte Problemgelenke in der goniometrischen Messung genannt, allerdings war man sich nicht einig, welche Gelenke das seien (Hellebrandt et al., 1949; Low, 1976; Boone et al., 1978; Rothstein et al., 1983; Fish und Wingate, 1985). Jaegger et al. maßen an 16 Labrador Retrievern und beobachteten, dass die mittlere Variabilität proximaler Gelenke (Schulter, Hüfte und Kniegelenk) größer war als die distaler Gelenke (Ellbogen, Sprunggelenk). Die Autoren führten das auf die entsprechend größere Weichteilmasse im proximalen Gliedmaßenabschnitt zurück, welche die Palpation der Knochenpunkte und den Messvorgang erschwerte (Jaegger et al., 2002). Eine derartige Aufteilung konnte in unserer Studie nicht beobachtet werden. Weitere Wertungen der einzelnen Gelenkwinkel fehlen in der tiermedizinischen Literatur.

Die Abweichungen innerhalb der Inter-Rater-Messungen lagen in den vorher bestimmten Toleranzintervallen, jedoch war keine der Messungen reproduzierbar nach den Kriterien des Konkordanz-Korrelationskoeffizienten nach Lin (Lin, 1989). Mitchell et al. (1957) stellten Messungen an 20 Kniegelenken an (Extension und Flexion) und evaluierten sowohl Intra- als auch Inter-Rater Varianz. Sie kamen zu dem Schluss, dass die Inter-Tester-Varianz

minimal sei. Grohmann (1983) untersuchte verschiedene Messprotokolle für die goniometrische Evaluation des Ellbogengelenkes. Zu diesem Zweck maßen 40 Studenten das Ellbogengelenk eines Patienten, und obwohl die Intra-Rater-Varianz geringer als die Inter-Rater-Varianz war, bezeichnete die Autorin die von den verschiedenen Testern erbrachte Leistung als „nicht signifikant unterschiedlich“.

Die bestehende Literatur in der Tiermedizin machte entweder keine Angaben bezüglich der Anzahl der messenden Personen (Vollmerhaus und Roos, 1985) oder die Messungen wurden nur von einer Person durchgeführt und die Beurteilung der Inter-Tester-Varianz war nicht Ziel der Untersuchung (Seiferle, 1961; Lott, 1988a, b; Lott D., 1988; Mann et al., 1988; Lott, 1990; Lott D, 1990). Jaegger et al. (2002) ließen die Messung der 16 Hunde durch drei Rater unterschiedlichen Erfahrungsgrades durchführen. Während die mittlere Variabilität der Intra-Rater-Messungen mit 3° angegeben wurde, ist die einzige Aussage über die Inter-Rater-Messung, dass „die Messergebnisse, welche durch die drei Untersucher erzielt wurden, nicht signifikant voneinander abweichen“. Es wurden demnach bis zum jetzigen Zeitpunkt keine umfassenden und vergleichenden Untersuchungen von Inter-Rater-Messungen mit statistischen Reproduzierbarkeits-Kriterien durchgeführt.

Obwohl unsere Inter-Rater-Messungen die statistischen Anforderungen der Reproduzierbarkeit nicht erfüllten, muss man dennoch bemerken, dass die Ergebnisse innerhalb der Toleranzgrenzen von 5° bzw. 10° Abweichung lagen. Allerdings gilt dies nur für die von uns durchgeführten Messungen und wenn man die Grenzen der Reproduzierbarkeit (LOW/UP, s. Tab. 7 im Anhang) betrachtet, wird klar, dass diese nicht in den festgelegten Toleranzgrenzen verbleiben. Abweichungen bis zu 19° sind möglich und lassen den diagnostischen Wert einer derartigen Untersuchung fraglich erscheinen.

Die Standardisierung des Mess-Protokolls war eine der Zielsetzungen dieser Studie. Schon früh erkannten Humanmediziner und Physiotherapeuten die Wichtigkeit einer Vereinheitlichung der Mess-Methode und die Möglichkeit, durch ein detailliertes Protokoll die Abweichungen innerhalb einer Messung zu reduzieren (Moore, 1949a; Fish und Wingate, 1985; Gajdosik und Bohannon, 1987). Diese These entspricht unseren Erfahrungen und das wird deutlich, wenn man die Ergebnisse der Vorstudie mit denen der eigentlichen Studie (s. Tabellen

im Anhang) vergleicht. Als Ursache für die Verbesserungen, in erster Linie der Rotationen, ist die Überarbeitung des Mess-Protokolls zu sehen. So konnte eine deutliche Verringerung der Abweichungen vor allem bei dem weniger erfahrenen Rater 2 und folglich auch im Inter-Rater-Bereich erzielt werden. Aufgrund der Serie der Messergebnisse wurde deutlich, dass die Verbesserungen nicht etwa durch einen Lerneffekt des zweiten Raters im Sinne eines Trainings verursacht worden waren, sondern durch die eben erwähnte Überarbeitung des Protokolls. Wir stimmen vollkommen mit einer Aussage von Jaegger et al. überein, die behaupteten, „dass die Goniometrie keine steile Lernkurve zu haben scheint“ (Jaegger et al., 2002)- allerdings unter der Voraussetzung, dass dem unerfahrenen Untersucher ein präzises Mess-Protokoll zur Verfügung steht.

#### **7.4 Identifikation von Fehlerquellen**

Die Entstehung von großen Abweichungen innerhalb einer Messung oder auch zwischen zwei Untersuchern kann ihren Ursprung in verschiedenen Bereichen haben. Bereits angesprochen wurde der Patient als potentielle Fehlerquelle, im Sinne von mangelnder Kooperationsbereitschaft, großer Körperfett- oder Muskelmasse, besonders kurzer oder langer Gliedmaßenachsen, degenerativen Veränderungen der Gelenke oder Röhrenknochen und Ödembildung.

Zu dieser Kategorie müssten sicherlich auch Schmerzzustände anderer Lokalisation gerechnet werden, die durch die Manipulation unbewusst ausgelöst werden, wie beispielsweise abdominaler Schmerz bei Hüftgelenks-Flexion. Sogenannte externe Faktoren, wie Luftfeuchtigkeit, Luftdruck und Temperatur, aber auch psychologische Komponenten, wurden auf ihren Einfluss auf die Gelenkbeweglichkeit im Rahmen dieser Studie nicht näher untersucht.

Schmerzzustände, in erster Linie bedingt durch arthrotische Gelenks-Veränderungen, stellten eine häufige Ursache von fehlerhaften Messungen dar. Literatur in Human- und Tiermedizin geht auf dieses Phänomen ein (Salter, 1955; Hamilton und Lachenbruch, 1968; Grohmann, 1983; Mann et al., 1988; Jaegger et al., 2002). Insbesondere Extensionen (v.a. Hüft- und Kniegelenk), seltener Rotationen und Hüftgelenks-Abduktion waren davon betroffen. Wie in der Bewegungsdiagramm-Theorie beschrieben (Maitland, 1991), fühlten

manche Patient bei der Manipulation zu einem relativ frühen Zeitpunkt einen Schmerz unterschiedlicher Intensität. Reflexartig wurde die betroffene Gliedmaße angezogen. Bei einigen Patienten empfahl es sich, sich zuerst anderen Gelenken zuzuwenden, da sie eine erneute Initiation derselben Bewegung schon zu anfangs mit der Schmerzsensation in Verbindung brachten und nicht mehr kooperationsbereit waren. Bei der Mehrzahl der Tiere jedoch war eine Wiederholung der schmerzhaften Bewegung nach einer kurzen Pause möglich, diesmal jedoch noch vorsichtiger und langsamer geführt, eventuell mittels kleiner oszillierender Bewegungen im letzten Drittel des Radius. In der Regel konnte so die Stelle des initialen Schmerzempfindens für einige Grade überschritten werden und der maximale Bewegungsradius kontrolliert abgelesen werden.

Der Untersucher, als Ursprung der Ungenauigkeit, ließ sich trotz kontrollierender Maßnahmen nicht als Hauptfehlerquelle eliminieren. Dafür sprach allein schon die Tatsache, dass die Intra-Rater-Messungen sich in allen Untersuchungen kongruenter präsentierten, als die abweichungsstärkeren Inter-Rater-Messungen (Hamilton und Lachenbruch, 1968; Low, 1976; Boone et al., 1978; Rothstein et al., 1983; Gajdosik und Bohannon, 1987)- einschließlich dieser Studie. Die in der Literatur gefundene Empfehlung, Messungen an einem Tier auch nur durch ein und denselben Therapeuten durchzuführen, erscheint daher sinnvoll (Hellebrandt et al., 1949). Doch selbst dann muss mit einer, wenn auch geringen, so doch existenten Abweichung gerechnet werden. Eben diese Abweichung konnte in unserer Untersuchung durch ein zunehmend exakt formuliertes Messprotokoll minimal gehalten werden. Zudem empfiehlt es sich immer, seine eigene Messung zu duplizieren- weniger, um durch einen Mittelwert dem tatsächlichen Ergebnis näher zu kommen, als vielmehr, um die Durchführung der Messung und das erzielte Ergebnis zu kontrollieren.

## **7.5 Konsequenzen für zukünftige Messungen und Anwendungsbereiche**

Die vorliegende Studie deutet darauf hin gezeigt, dass die Goniometrie in Form der modifizierten AO Neutral-0 Methode eine adäquate Methode zur Bestimmung der artikulären Bewegungsspanne beim Hund sein kann, wenn

einige Faktoren beachtet werden. Die Messungen sollten, wie bereits in der vorhergehenden Sektion dargelegt, von einer Person durchgeführt werden, um sicher reproduzierbare Ergebnisse und Vergleiche, z.B. vor und nach Operationen oder im Heilungsprozess, zu erhalten. Sollten verschiedene Personen messen, so müssen die wahrscheinlichen Abweichungen in die Interpretation der Ergebnisse integriert werden.

Unabhängig von dem Erfahrungsgrad der messenden Person, insbesondere jedoch bei unerfahrenen Untersuchern, sollte das Protokoll exakt befolgt werden. Dies beinhaltet die korrekte Lagerung des Tieres, das sichere palpatorische Ansprechen der Knochenpunkte sowie die exakte Platzierung des Goniometers entlang dieser Punkte, die richtige Handhaltung und Fixation des Goniometers, die Winkelung der übrigen Gelenke und die Führung der Extremität während der Messung.

Die Messungen sind unserer Meinung nach sehr gut in den Klinikalltag zu integrieren, sowohl hinsichtlich des Zeitfaktors als auch der Aufwendigkeit. Die Messung der gesamten hinteren Extremität dauerte in unserer Studie anfangs bis zu 45 Minuten, aber das umfasste vier Messungen pro Gelenk. Diese Zeit konnte während der Untersuchung der letzten 15 Hunde halbiert werden. In der Praxis jedoch würde das Interesse auf die Funktionalität eines einzelnen Gelenkes gerichtet sein und es würde sich nur um eine Person handeln, welche die Messung vornähme. Selbst bei unerfahrenen Personen würde demnach eine einzelne Winkelbestimmung fünf bis zehn Minuten Dauer nicht überschreiten.

Da die meisten Hunde die Messung gut tolerieren (v.a. wenn es sich nur um einen Parameter handelt), ist eine Sedation in der Regel nicht notwendig.

Die 3-Werte-Notation hat sich im Rahmen unserer Untersuchungen sehr bewährt; sie ist eindeutig bei wenig Schreibaufwand nachzuvollziehen.

Die modifizierten AO Neutral-0 Methode kann so für die Kontrolle konservativer Therapien von degenerativen Gelenkserkrankungen, aber auch die Überwachung der Rekonvaleszenzphase nach operativen Eingriffen an Gelenken angewendet werden.



## 8 Literaturnachweis

- Atha J, Wheatley DW (1976). The mobilising effects of repeated measurement on hip flexion. *Br J Sports Med*, 10, 22-5.
- Boone DC, Azen SP, Lin CM, Spence C, Baron C, Lee L (1978). Reliability of goniometric measurements. *Phys Ther*, 58, 1355-90.
- Bouck GR, Miller CW, Taves CL (1995). A comparison of surgical and medical treatment of fragmented coronoid process and osteochondritis dissecans of the canine elbow. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 8, 177-183.
- Brunner D (1983). Zur Technik der Gelenkmessung an den Gliedmaßen des Kalbes. Doktorarbeit, Ludwigs- Maximilians Universität, München.
- Cave EF, Roberts SM (1936). A method for measuring and recording joint function. *J Bone Joint Surg*, 18, 455-466.
- Clark WA (1920). A system of joint measurement. *J Ortho Surg*, 2, 687-700.
- Cleveland DEH (1918). Diagrams for showing limitation of movements through joints. *Can Med Ass J*, 8, 1070-1073.
- Cobe MH (1928). The range of active motion at the wrist of white adults. *J Bone Joint Surg*, 26, 763-774.
- Debrunner HU (1971). Gelenkmessung (Neutral-0 Methode), Längenmessung, Umfangsmessung. AO Research Dep, Bern.
- Dorinson SM, Wagner ML (1948). An exact technic for clinically measuring and recording joint motion. *Arch Phys Med*, 29, 468-475.
- Fish DR, Wingate L (1985). Sources of goniometric error at the elbow. *Phys Ther*, 65, 1666-70.
- Gajdosik RL, Bohannon RW (1987). Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther*, 67, 1867-72.
- Grohmann JE (1983). Comparison of two methods of goniometry. *Phys Ther*, 63, 922-5.
- Hamilton GF, Lachenbruch PA (1968). Reliability of goniometers in assessing finger joint angle. *Phys Ther*, 49, 465-469.
- Hellebrandt FA, Duvall E, Moore ML (1949). The measurement of joint motion. Part III: reliability of goniometry. *The Physical Therapy Rev*, 29, 302-307.
- Hewitt D (1928). The range of active motion at the wrist of woman. *J Bone Joint Surg*, 26, 775-787.
- Hubley CL, Kozey JW, Stanish WD (1984). The effects of static stretching exercises and stationary cycling on range of motion at the hip joint. *J Orthop Sports Phys Ther*, 6, 104-109.
- Huibregtse BA, Johnson AL, Muhlbauer MC, Pijanowski GJ (1994). The effect of treatment of fragmented coronoid process on the development of osteoarthritis on the elbow. *J Am Am Hosp Assoc*, 30.
- Jaegger G, Marcellin-Little DJ, Levine D (2002). Reliability of goniometry in Labrador Retrievers. *Am J Vet Res*, 63, 979-86.
- Lin LI (1989). A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics*, 45, 255-68.

- Lin YH (2003). Effects of thermal therapy in improving the passive range of knee motion: comparison of cold and superficial heat applications. *Clin Rehabil*, 17, 618-23.
- Lott D (1988a). Zur Bestimmung der Gelenkwinkel an den Gliedmaßen von Hunden, FU Berlin, Berlin.
- Lott D K-K, R., Loeffler, K. (1990). Bestimmung der Gelenkwinkel an den Gliedmaßen von Hunden- 2. Mitteilung: Gelenkwinkel bei Deutschen Schäferhunden und Boxern. *Kleintierpraxis*, 35, 173-176.
- Lott D, Kleine- Kuhlmann, R., Loeffler, K. (1990). Bestimmung der Gelenkwinkel an den Gliedmaßen von Hunden- 2. Mitteilung: Gelenkwinkel bei Deutschen Schäferhunden und Boxern. *Kleintierpraxis*, 35, 173-176.
- Lott D, Kleine- Kuhlmann, R., Loeffler, K. (1988b). Bestimmung der Gelenkwinkel von Hunden- 1. Mitteilung: Darstellung und Bewertung der Methode. *Kleintierpraxis*, 33, 239-242.
- Lott D. K-K, R., Loeffler, K. (1988). Bestimmung der Gelenkwinkel von Hunden- 1. Mitteilung: Darstellung und Bewertung der Methode. *Kleintierpraxis*, 33, 239-242.
- Low JL (1976). The reliability of joint measurement. *Physiotherapy*, 62, 227-9.
- Maitland GDH, E.; Banks, K. (1991). *Maitlands vertebral manipulation* Springer.
- Mann FA, Wagner- Mann C, Tagner CH (1988). Manual goniometric measurement of the canine pelvic limb. *J Am An Hosp Assoc*, 24, 189-194.
- Mitchell W, Millar J, Sturrock RD (1957). An evaluation of goniometry as an objective parameter for measuring joint motion. *Scot Med J*, 20, 57-59.
- Moore ML (1949a). The measurement of joint motion. Part I: Introductory review of literature. *The Phys Ther Rev*, 29, 195-205.
- Moore ML (1949b). The measurement of joint motion. Part II: The technic of goniometry. *The Phys Ther Rev*, 29, 256-264.
- Müller M (1970). Die Untersuchung der unteren Extremität unter besonderer Berücksichtigung der Prüfung der Gelenksbeweglichkeit mit der Nulldurchgangsmethode. *Schweiz Rundsch Med Prax*, 59, 526-530.
- Newton CD (1985). Normal joint range of motion in the dog and cat. In *Textbook of small animal orthopedics*. J.B. Lippincott Company.
- Nutter JA (1919a). Reconstructive surgery: the problem of records. *J.A.M.A.*, 72, 410-411.
- Nutter JA (1919b). The standardization of joint records. *J Ortho Surg*, 1, 423-428.
- Rosen NG (1922). A simplified method of measuring amplitude of motion in joints. *J Bone Joint Surg*, 20, 570-579.
- Rothstein JM, Miller PJ, Roettger RF (1983). Goniometric reliability in a clinical setting. Elbow and knee measurements. *Phys Ther*, 63, 1611-5.
- Roy RG, Wallace LJ, Johnston GR (1994). A retrospective long- term evaluation of ununited anconeal process excision on the canine elbow. *Vet Clin Orthop Traumatol*, 7, 94-97.
- Ryf C, Weymann A (1999). *Range of Motion-AO Neutral-0 Method* AO Publishing.
- Salter N (1955). Methods of measurement of muscle and joint function. *J Bone Joint Surg Br*, 37-B, 474-91.
- Sawyer PC, Uhl TL, Mattacola CG, Johnson DL, Yates JW (2003). Effects of moist heat on hamstring flexibility and muscle temperature. *J Strength Cond Res*, 17, 285-90.
- Seiferle E (1961). Vom anatomischen Bau des Windhundes. In *Schweizerisches Hundestammbuch* (ed S.K.G. SKG).

- Sjöström L, Kassröm H, Källberg M (1995). Ununited anconeal process in the dog. Pathogenesis and treatment by osteotomy of the ulna. *Vet Clin Orthop and Traumatol*, 8, 170-176.
- Stewart IB, Sleivert GG (1998). The effect of warm-up intensity on range of motion and anaerobic performance. *J Orthop Sports Phys Ther*, 27, 154-61.
- Stoss AO (1923). Anatomie und Kinematik der Gelenke der Pferedeextremität. *Z Anat Entw Gesch*, 5-31.
- Szulc P, Lewandowski J, Marecki B (2000). Verification of selected anatomical landmarks used as reference points for universal goniometer positioning during knee joint mobility range measurements. *Med. Sci. Monit.*, 7, 312-315.
- Tokuriki M (1973a). Electromyographic and joint-mechanical studies in quadrupedal locomotion. I. Walk. *Nippon Juigaku Zasshi*, 35, 433-6.
- Tokuriki M (1973b). Electromyographic and joint-mechanical studies in quadrupedal locomotion. II. Trot. *Nippon Juigaku Zasshi*, 35, 525-33.
- Vollmerhaus B, Roos H (1985). Use of the standard goniometer for measuring joints and recording joint movements in animals. *Tierarztl Prax Suppl*, 1, 20-5.
- Wentink GH (1976). The action of the hind limb musculature of the dog in walking. *Acta Anat (Basel)*, 96, 70-80.
- Wentink GH (1977). Biokinetical analysis of hind limb movements of the dog. *Anat Embryol (Berl)*, 151, 171-81.
- West CC (1945). Measurement of joint motion. *Arch Phys Med*, 26, 414-425.
- Wiktorsson-Moller M, Oberg B, Ekstrand J, Gillquist J (1983). Effects of warming up, massage, and stretching on range of motion and muscle strength in the lower extremity. *Am J Sports Med*, 11, 249-52.
- Wilson GW, Stasch WH (1945). Photographic record of joint motion. *Arch Phys Med*, 26, 361-362.
- Wright V (1959). Some observations on diurnal variation of grip. *Clin Sci (Lond)*, 18, 17-23.

## 9 Anhang

### Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Vorstudie (n=10)

Tabellen A und B: Tabellarische Darstellung der Intra-Rater Reproduzierbarkeit (in Grad) des Untersuchers 1 (R1) und des Untersuchers 2 (R2)

Joint	Rater	mudiff	mudiffl	mudiffu	low	up	Rater	mudiff	mudiffl	mudiffu	low	up
HJExt	<b>R1</b>	0°	-2°	1°	-6°	6°	<b>R2</b>	0°	-2°	3°	-6°	7°
HJFlex	<b>R1</b>	0°	-3°	2°	-6°	6°	<b>R2</b>	0°	-3°	3°	-7°	7°
HJAbdIKW	<b>R1</b>	1°	0°	2°	-1°	3°	<b>R2</b>	1°	-2°	4°	-7°	8°
HJAbdgem	<b>R1</b>	1°	-4°	6°	-12°	14°	<b>R2</b>	-1°	-4°	2°	-8°	7°
HJAbdkorr	<b>R1</b>	2°	-3°	7°	-12°	15°	<b>R2</b>	0°	-4°	3°	-9°	8°
HJRotExo	<b>R1</b>	1°	-1°	4°	-5°	7°	<b>R2</b>	1°	-4°	6°	-11°	14°
HJRotEndo	<b>R1</b>	-1°	-3°	1°	-7°	5°	<b>R2</b>	1°	-6°	9°	-19°	21°
KJExt	<b>R1</b>	0°	-3°	2°	-8°	7°	<b>R2</b>	0°	-2°	3°	-7°	7°
KJFlex	<b>R1</b>	2°	-1°	5°	-6°	9°	<b>R2</b>	2°	-1°	5°	-6°	9°
KJRotExo	<b>R1</b>	1°	-3°	4°	-7°	8°	<b>R2</b>	-1°	-3°	2°	-6°	5°
KJRotEndo	<b>R1</b>	-1°	-5°	3°	-11°	10°	<b>R2</b>	0°	-2°	2°	-5°	4°
TJExt	<b>R1</b>	-1°	-2°	1°	-5°	4°	<b>R2</b>	0°	-2°	2°	-5°	5°
TJFlex	<b>R1</b>	0°	-2°	2°	-5°	5°	<b>R2</b>	1°	-1°	3°	-4°	7°

Tabelle C: Tabellarische Darstellung der Inter-Rater Reproduzierbarkeit (in Grad) (R1 vs R2)

Joint	Rater	mudiff	mudiffl	mudiffu	low	up	Toleranz°
HJExt	<b>R1 vs. R2</b>	-3°	-9°	2°	-18°	11°	5°
HJFlex	<b>R1 vs R2</b>	-1°	-6°	3°	-12°	10°	5°
HJAbdIKW	<b>R1 vs R2</b>	3°	0°	6°	-4°	10°	-
HJAbdgem	<b>R1 vs R2</b>	-2°	-8°	4°	-18°	14°	5°
HJAbdkorr	<b>R1 vs R2</b>	1°	-6°	7°	-16°	17°	5°
HJRotExo	<b>R1 vs R2</b>	1°	-4°	5°	-11°	13°	8°
HJRotEndo	<b>R1 vs R2</b>	-1°	-11°	8°	-27°	24°	10°
KJExt	<b>R1 vs. R2</b>	0°	-6°	6°	-15°	16°	5°
KJFlex	<b>R1 vs R2</b>	1°	-2°	5°	-7°	10°	5°
KJRotExo	<b>R1 vs R2</b>	3°	-5°	11°	-18°	23°	8°
KJRotEndo	<b>R1 vs R2</b>	4°	-3°	12°	-15°	23°	8°
TJExt	<b>R1 vs. R2</b>	0°	-2°	2°	-5°	4°	5°
TJFlex	<b>R1 vs R2</b>	-1°	-5°	3°	-12°	9°	5°

Tabelle D: Tabellarische Darstellung der Standardabweichung in Bezug auf die Methode (S<sub>E</sub>) bzw. auf in Bezug auf die Rater (S<sub>B</sub>) in Grad

Joint	S <sub>E</sub>	S <sub>E</sub> l	S <sub>E</sub> u	S <sub>B</sub>	S <sub>B</sub> l	S <sub>B</sub> u	pbr	Toleranz°
HJExt	2°	1°	3°	5°	2°	8°	0.0001	5°
HJFlex	2°	1°	3°	3°	0°	5°	0.0002	5°
HJAbdIKW	2°	1°	3°	2°	0°	4°	0.0015	-
HJAbdgem	3°	2°	5°	6°	1°	9°	0.0001	5°
HJAbdkorr	4°	2°	6°	5°	0°	8°	0.0012	5°
HJRotExo	3°	2°	5°	3°	0°	5°	0.0216	8°
HJRotEndo	5°	3°	8°	6°	0°	9°	0.0045	10°
KJExt	2°	1°	4°	4°	1°	6°	0.0001	5°
KJFlex	3°	2°	4°	2°	0°	4°	0.038	5°
KJRotExo	2°	1°	4°	6°	2°	9°	0.0001	8°
KJRotEndo	3°	2°	4°	7°	2°	10°	0.0001	8°
TJExt	1°	1°	3°	1°	0°	2°	0.1802	5°
TJFlex	2°	1°	3°	3°	0°	4°	0.0002	5°

## Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Hauptstudie (n=50)

Tabelle E: Tabellarische Darstellung der Intra-Rater Reproduzierbarkeit des Raters 1 in Grad

Joint	Rater	mudiff	mudiffl	mudiffu	low	up	Toleranz
HJExt	Rater 1	1°	-1°	2°	-5°	6°	5°
HJFlex	Rater 1	-1°	-2°	1°	-6°	5°	5°
HJAbdIKW	Rater 1	0°	-1°	1°	-6°	6°	-
HJAbdgem	Rater 1	-1°	-2°	1°	-10°	8°	5°
HJAbdkorr	Rater 1	-1°	-2°	1°	-9°	7°	5°
HJRotExo	Rater 1	0°	-2°	1°	-7°	6°	8°
HJRotEndo	Rater 1	-1°	-3°	1°	-9°	8°	10°
KJExt	Rater 1	0°	-1°	1°	-4°	5°	5°
KJFlex	Rater 1	-1°	-2°	0°	-6°	4°	5°
KJRotExo	Rater 1	0°	-1°	1°	-6°	6°	8°
KJRotEndo	Rater 1	1°	-1°	2°	-6°	7°	8°
TJExt	Rater 1	0°	-1°	1°	-3°	4°	5°
TJFlex	Rater 1	-1°	-2°	0°	-7°	5°	5°

Tabelle F: Tabellarische Darstellung der Intra-Rater Reproduzierbarkeit des Rater 2 in Grad

Joint	Rater	mudiff	mudiffl	mudiffu	low	up	Toleranz
HJExt	Rater 2	0°	-2°	1°	-6°	6°	5°
HJFlex	Rater 2	0°	-1°	1°	-5°	5°	5°
HJAbdIKW	Rater 2	0°	-1°	2°	-5°	6°	-
HJAbdgem	Rater 2	-1°	-2°	1°	-9°	7°	5°
HJAbdkorr	Rater 2	0°	-2°	1°	-8°	8°	5°
HJRotExo	Rater 2	1°	-1°	2°	-6°	7°	8°
HJRotEndo	Rater 2	0°	-2°	1°	-7°	6°	10°
KJExt	Rater 2	0°	-1°	1°	-3°	3°	5°
KJFlex	Rater 2	0°	-1°	1°	-5°	5°	5°
KJRotExo	Rater 2	0°	-2°	1°	-6°	6°	8°
KJRotEndo	Rater 2	0°	-2°	1°	-8°	7°	8°
TJExt	Rater 2	0°	-1°	1°	-3°	3°	5°
TJFlex	Rater 2	0°	-1°	2°	-6°	7°	5°

Tabelle G: Tabellarische Darstellung der Inter-Rater Reproduzierbarkeit (Rater 1 vs. Rater 2) in Grad

Joint	Rater	mudiff	mudiffl	mudiffu	low	up	Toleranz
HJExt	R1 vs. R2	-1°	-4°	1°	-15°	13°	5°
HJFlex	R1 vs R2	-2°	-4°	0°	-14°	10°	5°
HJAbdIKW	R1 vs R2	2°	0°	5°	-10°	15°	-
HJAbdgem	R1 vs R2	0°	-2°	3°	-14°	15°	5°
HJAbdkorr	R1 vs R2	3°	0°	5°	-11°	16°	5°
HJRotExo	R1 vs R2	0°	-3°	2°	-14°	13°	8°
HJRotEndo	R1 vs R2	0°	-3°	2°	-14°	13°	10°
KJExt	R1 vs R2	1°	-1°	3°	-9°	11°	5°
KJFlex	R1 vs R2	0°	-2°	2°	-10°	10°	5°
KJRotExo	R1 vs R2	-1°	-4°	2°	-17°	15°	8°
KJRotEndo	R1 vs R2	-1°	-4°	1°	-17°	14°	8°
TJExt	R1 vs R2	1°	-1°	2°	-7°	9°	5°
TJFlex	R1 vs R2	0°	-3°	2°	-14°	14°	5°

Tabelle H : Tabellarische Darstellung der Standardabweichung in Bezug auf die Methode (S<sub>E</sub>) bzw. in Bezug auf die Rater (S<sub>B</sub>) in Grad.

Joint	S <sub>E</sub>	S <sub>El</sub>	S <sub>EU</sub>	S <sub>B</sub>	S <sub>Bl</sub>	S <sub>Bu</sub>	Toleranz
HJExt	2°	1°	3°	4°	3°	6°	5°
HJFlex	2°	1°	3°	4°	3°	6°	5°
HJAbdIKW	2°	1°	3°	4°	2°	5°	-
HJAbdgem	3°	2°	4°	5°	3°	6°	5°
HJAbdkorr	3°	2°	4°	5°	3°	6°	5°
HJRotExo	2°	1°	3°	4°	2°	5°	8°
HJRotEndo	3°	2°	3°	4°	2°	5°	10°
KJExt	1°	1°	2°	3°	2°	4°	5°
KJFlex	2°	1°	2°	3°	2°	4°	5°
KJRotExo	2°	1°	3°	5°	3°	6°	8°
KJRotEndo	2°	2°	3°	5°	3°	6°	8°
TJExt	1°	0°	2°	2°	1°	3°	5°
TJFlex	2°	1°	3°	4°	2°	5°	5°

Tabelle I: Tabellarische Darstellung des Korrelations- Koeffizienten nach Lin für Rater 1 (fett gedruckt: lowot >=0.91 und damit Beweis für Reproduzierbarkeit)

Joint	Rater	Concordance	low	up	lowot
HJExt	Rater 1	0.98	0.96	0.99	<b>0.97</b>
HJFlex	Rater 1	0.96	0.93	0.98	<b>0.93</b>
HJAbdIKW	Rater 1	0.87	0.78	0.92	0.8
HJAbdgem	Rater 1	0.96	0.93	0.98	<b>0.93</b>
HJAbdkorr	Rater 1	0.96	0.93	0.98	<b>0.94</b>
HJRotExo	Rater 1	0.97	0.95	0.98	<b>0.95</b>
HJRotEndo	Rater 1	0.93	0.87	0.96	0.88
KJExt	Rater 1	0.98	0.96	0.99	<b>0.97</b>
KJFlex	Rater 1	0.95	0.92	0.97	<b>0.92</b>
KJRotExo	Rater 1	0.97	0.95	0.98	<b>0.95</b>
KJRotEndo	Rater 1	0.97	0.95	0.98	<b>0.95</b>
TJExt	Rater 1	0.98	0.96	0.99	<b>0.97</b>
TJFlex	Rater 1	0.93	0.88	0.96	0.89

Tabelle J: Tabellarische Darstellung des Konkordanz- Koeffizienten nach Lin für Rater 2 (fett gedruckt: lowot >= 0.91 und damit Beweis für Reproduzierbarkeit)

Joint	Rater	Concordance	low	up	lowot
HJExt	Rater 2	0.98	0.97	0.99	<b>0.97</b>
HJFlex	Rater 2	0.96	0.93	0.98	<b>0.93</b>
HJAbdIKW	Rater 2	0.89	0.81	0.93	0.82
HJAbdgem	Rater 2	0.95	0.92	0.97	<b>0.93</b>
HJAbdkorr	Rater 2	0.95	0.91	0.97	<b>0.91</b>
HJRotExo	Rater 2	0.96	0.94	0.98	<b>0.94</b>
HJRotEndo	Rater 2	0.95	0.92	0.97	<b>0.92</b>
KJExt	Rater 2	0.98	0.97	0.99	<b>0.97</b>
KJFlex	Rater 2	0.94	0.89	0.96	0.9
KJRotExo	Rater 2	0.95	0.91	0.97	<b>0.92</b>
KJRotEndo	Rater 2	0.94	0.9	0.97	<b>0.91</b>
TJExt	Rater 2	0.98	0.96	0.99	<b>0.96</b>
TJFlex	Rater 2	0.94	0.89	0.96	0.9

Tabelle K: Tabellarische Darstellung des Konkordanz- Korrelationskoeffizienten nach Lin für Rater 1 gegen Rater 2.

Joint	Rater	Concordance	low	up	lowot
HJExt	R1 vs R2	0.85	0.76	0.91	0.78
HJFlex	R1 vs R2	0.73	0.57	0.84	0.6
HJAbdIKW	R1 vs R2	0.44	0.2	0.63	0.24
HJAbdgem	R1 vs R2	0.86	0.77	0.91	0.79
HJAbdkorr	R1 vs R2	0.84	0.75	0.9	0.77
HJRotExo	R1 vs R2	0.84	0.74	0.91	0.76
HJRotEndo	R1 vs R2	0.81	0.69	0.89	0.72
KJExt	R1 vs R2	0.86	0.77	0.91	0.79
KJFlex	R1 vs R2	0.79	0.67	0.87	0.69
KJRotExo	R1 vs R2	0.69	0.53	0.81	0.56
KJRotEndo	R1 vs R2	0.78	0.65	0.87	0.67
TJExt	R1 vs R2	0.83	0.72	0.9	0.74
TJFlex	R1 vs R2	0.66	0.48	0.79	0.51





## 10 Danksagung

Ich möchte mich ganz herzlich bei allen Personen und Tieren bedanken, die in irgendeiner Form in diese Dissertation involviert waren. Sollten Betreffende ihren Namen hier nicht erwähnt sehen, hoffe ich, dass es mir nachgesehen wird- wer mich kennt, weiß, es geschah nicht in böser Absicht.

Besonders möchte ich mich bedanken bei:

Prof. Dr. Pierre M. Montavon für die Benutzung der Einrichtungen der chirurgischen Abteilung im Rahmen der Messungen und eine unbeugsame letzte Instanz auf dem Korrekturweg.

Prof. Dr. Alois Boos für eine objektive und konstruktive Korrektur und ein ewig offenes Ohr.

Dr. Dipl. ECVS Daniel Koch, für eine nie versiegende Quelle an Ideen und ein Vorbild an Effizienz.

Dr. Ryf für ein sehr informatives Erstgespräch und eine kritische Beleuchtung der Idee.

Ein herzliches Dankeschön auch an meine beiden Physiotherapeuten:

Marco Mouwen, der seinen großen Erfahrungsschatz in beträchtlicher Menge in die Entwicklung der Instrumente und des Messprotokolls einfließen hat lassen und einige seiner Konsultationen für die Messungen geopfert hat.

Barbara Schubiger, die den praktischen Teil der Studie durch ihre Initiative in einem Maß beschleunigt hat, welches ich nicht für möglich gehalten hätte und so mein Leben sehr viel leichter gemacht hat. Vielen, vielen Dank!

Die AV- Grafik Abteilung des Tierspitals, insbesondere Marianne Mathys und Anita Hug, die eine große Unterstützung bei der Bearbeitung des Bildmaterials waren.

Einen ganz lieben Dank an Frau Dr. M. Roos vom Impfzentrum Zürich, die mich mit nie-endender Geduld durch den Statistik-Wald geführt hat. Was für eine Ausdauer!

Ganz speziellen Dank natürlich an die Hunde, die zwar bei mehreren Gelegenheiten deutlich erkennen ließen, dass ihnen der Sinn dieser Übung gänzlich schleierhaft war, aber dennoch sehr geduldig kooperierten. In diesem Zusammenhang ein großes Lob an Jill Kook, die nicht nur einmal gemessen wurde, sondern mehrfach als Photo-Modell herhalten musste. Danke!

Eine feste Umarmung an einen sehr wichtigen Menschen in meinem Leben, der mir bei diesem Projekt sehr viel Kraft gespendet hat- Martino, danke Dir! ♥

Und last but not least möchte ich meinen geliebten Eltern bei dieser Gelegenheit ein lange fälliges Danke aussprechen. Für die jahrelange Unterstützung, sowohl auf emotionaler als auch auf finanzieller Basis- ich bin mir bewusst, dass das alles andere als selbstverständlich ist. Danke vielmals!

# Curriculum Vitae

Name: Danielle Alix Radmer  
Geburtsdatum: 28.12.1973  
Geburtsort: München  
Nationalität: Deutsch

## Ausbildung:

1980-1984: Grundschule Rottach- Egern, Bayern, Deutschland  
1984-1991: Gymnasium Tegernsee, Bayern, Deutschland  
1991-1993: Sevenoaks School, Kent, England. Abschluss mit  
International Baccalauréat im Mai 1993  
1994-1995: Grundstudium der Tiermedizin in Gent, Belgien  
1995-2001: Studium der Tiermedizin an der Ludwigs- Maximilians-  
Universität München  
2002-2003: Internship Klinik für Kleintierchirurgie der Vetsuisse-  
Fakultät Universität Zürich, Schweiz  
November 2004: Kleintierklinik Dr. Klaus, Liestal, Schweiz